

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»  
ФАКУЛЬТЕТ ЕЛЕКТРОНІКИ  
КАФЕДРА АКУСТИКИ ТА АКУСТОЕЛЕКТРОНІКИ**

«На правах рукопису»  
УДК \_\_\_\_\_

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри  
\_\_\_\_\_ Дідковський В.С.  
(підпис)

“ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2018 р.

## **Магістерська дисертація**

Зі спеціальності (спеціалізації) 6.050803 “Акустотехніка”  
на тему: Моделювання середнього вуха методом скінченних елементів

Виконав студент VI курсу, групи ДГ-72мп  
Маньковський Олександр Володимирович

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Керівник проф. каф. А та АЕ д.т.н. Найда С.А.

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Консультант \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Рецензент \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі  
немає запозичень з праць інших авторів  
без відповідних посилань.

Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Київ – 2018 року

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського**

Факультет (інститут) \_\_\_\_\_ електроніки \_\_\_\_\_  
(повна назва)

Кафедра \_\_\_\_\_ акустики та акустoeлектроніки \_\_\_\_\_  
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Напрямок підготовки \_\_\_\_\_ 171 Електроніка \_\_\_\_\_  
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Дідковський В. С.

(підпис)

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2018 р.

**ЗАВДАННЯ**

**на магістерську дисертацію студента**

Маньковського Олександра Володимировича  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Моделювання середнього вуха методом скінченних елементів

керівник роботи Найда Сергій Анатолійович д.т.н., проф. \_\_\_\_\_,  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2018р. № \_\_\_\_\_

2. Строк подання студентом дисертації 10.12.2018

3. Об'єкт дослідження є середнє вухо людини, а саме барабанної перетинка.

4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою) середнє вухо людини.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити: розробка моделі барабанної перетинки на кісточок людини яку можна буде змінювати в параметрах.

6. Перелік графічного матеріалу презентація в Power Point.

7. Орієнтовний перелік публікацій:

1)Маньковський О.В. Моделювання барабанної перетинки середнього вуха методом кінцевих елементів / О. В. Маньковський // X Міжнародна науково-технічна конференція молодих вчених «Електроніка–2018», 3–5 квітня, 2018 р., Київ, Україна / НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», факультет електроніки. – Київ, 2018. – С. 27–30.

8. Дата видачі завдання: 01.09.2018 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Збір та вивчення джерел інформації для написання дипломної роботи; складання бібліографії наукових джерел	01-30.09.2018	
2	Складання плану дипломної роботи	1.10-06.10.2018	
3	Підготовка та написання першого розділу	07-20.10.2018	
4	Підготовка та написання другого розділу	21.10-03.11.2018	
5	Підготовка та написання третього розділу	04-10.11.2018	
6	Підготовка та написання четвертого розділу	10-15.11.2018	
7	Написання анотації, вступу та висновків	15-17.11.2018	
8	Виправлення зауважень	19-22.11.2018	
9	Оформлення дипломної роботи	23-29.11.2018	
10	Здача оформленої роботи на кафедру	30.11.2018	
11	Захист дипломної роботи	18.12.2018	

Студент

\_\_\_\_\_  
(підпис)

О.В. Маньковський  
(ініціали, прізвище)

Керівник роботи

\_\_\_\_\_  
(підпис)

С.А. Найда  
(ініціали, прізвище)

## АНОТАЦІЯ

В дипломній роботі розглянуто питання коливання елементів середнього вуха людини з використанням методу кінцевих елементів.

Об'єктом дослідження виступає барабана перетинка зі слуховими кістками.

Мета дипломної роботи : дослідження коливань барабанної перетинки методом кінцевих елементів.

В процесі дослідження вирішувалися наступні завдання: була розглянута анатомія слухової системи, особливо увага була приділена до коливальної системи середнього вуха; розглянуто метод кінцевих елементів; розглянуто програмний пакет ANSYS для моделювання барабанної перетинки; побудова самої моделі середнього вуха.

Одержані результати можуть бути використані для дослідження коливань середнього вуха та подальшого його моделювання методом кінцевих елементів.

Дипломна робота містить 87 сторінки, 16 рисунки, 30 літературних джерел.

Ключові слова: барабана перетинка, коливання середнього вуха, метод кінцевих елементів, молоточек, наковальце, ANSYS, модель.

## ANNOTATION

The subject of research is the process fluctuations elements of human middle ear using the finite element method.

The object of research supports the eardrum with hearing bones.

The purpose of this graduate work : study vibrations of the drum membrane finite element method.

In the process of research the following tasks were solved: the anatomy of the auditory system, special attention was paid to the oscillating system of the middle ear; The method of finite elements; considered ANSYS software package for modeling eardrum.

Obtained results can be used for studying the vibrations of the middle ear and its subsequent simulation finite element method.

Graduate work contains 87 pages, 16 figures, 30 literature sources

Keywords: drum membrane, the fluctuations of the middle ear, the finite element method.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, ТЕРМІНІВ .....	7
ВСТУП .....	8
РОЗДІЛ 1 .....	9
АНАТОМІЯ СЛУХОВОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ .....	9
1.1. Загальні відомості.....	9
1.2. Середнє вухо .....	10
РОЗДІЛ 2 .....	17
МОДЕЛЮВАННЯ СЕРЕДНЬОГО ВУХА .....	17
2.1. Розрахунок барабоної перетинки.....	17
2.2. Моделювання середнього вуха з використанням механічної моделі кінцевих елементів.....	24
2.3. Експерименти по вивченню впливу зміни об'єму порожнини середнього вуха на передачу звуку .....	28
2.4. Вимірювання акустики середнього вуха в прямому і зворотному напрямках: стосовно до ОАЕ.....	31
РОЗДІЛ 3 .....	33
МЕТОД КІНЦЕВИХ ЕЛЕМЕНТІВ .....	33
3.1. Метод кінцевих елементів. ....	33
3.2. Основні поняття МКЕ .....	33
3.3. Рівняння МКЕ. Граничних та початкових умовах .....	37
3.4. Рішення рівнянь МКЕ .....	39
3.5. Аналіз результатів рішення .....	40
РОЗДІЛ 4 .....	42
ОСОБЛИВОСТІ МОДЕЛЮВАННЯ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЗА ДОПОМОГОЮ ПАКЕТА ANSYS .....	42
4.1. Початок роботи ANSYS.....	42
4.2. Перший етап.....	44
4.3. Другий етап .....	48
4.3. Третій етап.....	49
ВИСНОВКИ.....	51
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ .....	53

## ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, ТЕРМІНІВ

МКЕ – метод кінцевих елементів

ОАЕ – отоакустична емісія

СЛАР – системою лінійних алгебраїчних рівнянь

НЧ – низькі частоти

САЕ – систем (Computer-Aided Engineering),

СС – слухова система

ПФ – передаточна функція

СС – слухова система

БП – барабанна перетинка

ЗСП – зовнішній звуковий прохід

## ВСТУП

Слухова система людини є дуже складною сенсорною системою. Її можна розділити на три основні частини: зовнішнє вухо, середнє та внутрішнє. Кожна частина вуха має свою роль у визнанні звукового подразника в мозку людини. Середнє вухо складається з барабанної перетинки та трьох кісточок (молоточок, наковальдце, стременце), які закріплені на скроневій кістці зв'язками та сухожиллями. [20]

Коливання звукового тиску середнього вуха в повітрі перетворюються на коливальні рухи кохлярної рідини у внутрішньому вусі через функцію відповідності імпедансу середнього вуха між повітрям і кохлярною рідиною.[12]

Метод кінцевих елементів – є потужним інструментом для аналізу коливань середнього вуха, тому що за допомогою цього методу форму СВ можна змодельовати в деталях. Якщо була побудована повна модель МКЕ середнього вуха, просторові зміни зміщення на барабанній перетинці, тривимірні осциляторні коливання і просторові розподілу тиску в порожнинах середнього вуха і зовнішньому слуховому проході можуть бути уточнені без прямих вимірювань, які важко виконати.[13]

Крім того, можна було б передбачити, як на функцію середнього вуха впливають різні види патологій і розуміти, як окремі відмінності в структурах СВ впливають на цю функцію. У ряді досліджень були вивчені вібраційні моди барабанної перетинки і кісточок у людей. Використовуючи МКЕ у цих дослідженнях було показано, що цей метод є перевагою при дослідженні руху середнього вуха. Однак деякі особливості СВ не були враховані у моделях, використовуваних в попередніх дослідженнях, наприклад, в складно сформованих порожнинах середнього вуха і зовнішньому слуховому проході. Крім того, достовірність параметрів системи і граничних умов недостатньо підтверджена. У нашому дослідженні була створена тривимірна модель МКЕ середнього вуха людини. Щоб



підтвердити обґрунтованість цієї моделі, рух барабанної перетинки і кісточок, отриманих за допомогою цієї моделі, порівнювали з показаннями даних вимірювань. Результати показали які з нещодавно розглянутих функцій, відіграють важливу роль для моделі середнього вуха.[8]

Незважаючи на велику кількість досліджень на середньому вусі, залишається велика невизначеність у розвитку динамічної моделі передачі характеристик СВ людини. По-перше, динамічна реакція середнього вуха залежить від його геометричних структур, що виникає в першу чергу внаслідок відмінностей геометричної структури між людьми. По-друге, властивості компонентів середнього вуха, таких як барабанна перетинка, суглоби, сухожилля та зв'язки, мають велику невизначеність, тому що для багатьох компонентів можна оцінити широкий діапазони реальних значень.

Тому для того, щоб розробити дійсну модель СВ людини, конкретна геометрична інформація середнього вуха повинна бути включена в модель.

Вибір дипломної роботи обумовлений тим щоб дослідити середнє вухо яке приблизно буде схоже на людське, за допомогою програмного пакету ANSYS. Модель розробляється для того щоб, можна було б передбачити, як на функцію середнього вуха впливають різні види патологій і розуміти, як окремі відмінності в структурах СВ впливають на цю функцію.[9]

## РОЗДІЛ 1

### АНАТОМІЯ СЛУХОВОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ

#### 1.1. Теорія функції барабанної перетинки

У той час як ми описуємо складні поверхневі рухи барабанної перетинки(БП), що виникають в результаті поєднання модальних рухів всієї поверхні БП і можливих біжучих хвиль на поверхні, невідомо, як ці різні компоненти руху вносять вклад в вібрацію основної і осьової ланцюга необхідне для нормальної звуковий провідності у внутрішнє вухо. Було запропоновано кілька контрастних теорій, що пояснюють зв'язування руху поверхні БП і вібрації мануальної і кісткової ланцюгів. Ці теорії засновані на обмежених експериментальних спостереженнях.[7]

- Однією з найстаріших теорій руху БП, є теорія ланцюгових важелів Helmholtz (1868). Ґрунтуючись на своїй вигнутій формі, Helmholtz вважав, що БП забезпечила ланцюговий важіль, який допомагав трансформаторної функції середнього вуха(СВ), де великі зміщення центрального кільця мембрани приводили до менших зсувів молоточка та зв'язаних з ним кісточок (Helmholtz, 1868).

- Пізніше Békésy використовував ємнісний зонд для опису руху який був викликаний звуком, в декількох точках на поверхні БП у відповідь на низькочастотні звукові подразники. Результати Бекесі полягали в тому, що БП рухалася як жорстка пластина, яка була ненатягнута близька до слабкої частини БП. У цій теорії, функція трансформатора середнього вуха в основному досягається шляхом співвідношення між барабанної перетинки і областю підніжки стремечка, та не сильно залежить від будь-якого процесу провисання в межах БП (Békésy, 1941).

- У 1970-х роках Khanna and Tonndorf використовували усереднену за часом голографію (УЧГ) для вивчення величини вібрації всієї поверхні БП у людей і кішок (Khanna and Tonndorf, 1972; Tonndorf and Khanna, 1972). Їх результати припускали наявність частотно-залежних мод поверхневого руху

БП, аналогічно режимам вібруючої діафрагми мікрофона. Крім того, вони помітили, що місця БП, пов'язані з вогнутої частини БП і молоточка, рухалися з набагато меншими зсувами, між області БП і молоточком по краям БП. Такий знижений рух молоточка щодо інших областей на поверхні БП узгоджується з теорією вигнутих мембран Helmholtz (Tonndorf and Khanna, 1970). При частотах між 2 і 8 кГц Tonndorf and Khanna (1972) спостерігали складні руху БП на максимумах і мінімумах. Tonndorf and Khanna (1970) інтерпретували ці складні закономірності в термінах модальних рухів більш високого порядку, де припустили, що різні максимума розділені вузловими областями. Наявність модальних рухів більш високого порядку в штучних звуконепроникних поверхнях, наприклад, в мікрофонах або динамічних діафрагмах, є ознакою того, що поверхня «руйнується» і більше не діє ефективно (Beranek, 1993; Fletcher, 1992). Tonndorf and Khanna (1970, 1972) Shaw and Stinson (1983) припустили, що такі розщеплення відокремлюють рух більш віддалених частин поверхні мембрани від центру БП і призводять до зменшення чутливості реакції СВ до високочастотного звуку. З огляду на це, Tonndorf and Khanna припустили, що основна функція більшої частини поверхні БП на високих частотах повинна була виступати в якості перегородки, яка підтримувала значну різницю звукового тиску між вушним каналом і порожниною СВ (Tonndorf and Khanna, 1970)

- Були запропоновані інші гіпотези про роль ТМ у слуху людини. Puria and Allen (1998) відповідають вимірам вхідного впуску середнього вуха і передачі звуку у кішок з моделлю лінії передачі, яка передбачає, що на поверхні БП рухаються рухомі і відображені поверхневі хвилі, а також поздовжні хвилі в каналі проходження осцилюючого звуку. Ця модель формалізувала концепцію узгодження імпедансу в декількох місцях усередині осцилюючої системи: між повітрям в вушному каналі і СВ, між СВ і осцилюючим ланцюгом, а також між осьової ланцюгом і внутрішнім вухом.

Ці ідеї далі розвиваються в моделях лінії передачі даних «Puria and Allen» (2007, 2010) і строковою моделі Goll and Dalhoff (2011).

- Варіант моделі функції СВ був запропонований Fay et al. (2006). У своїй моделі функція СВ в звукопровідності БП щільно пов'язана як з матеріальними властивостями волокон, що проходять через середню частину БП, так і з формою БП. Вони прийшли до висновку, що «поєднання форми (БП), кутового розміщення та складу» сприяє успіху «барабанної перетинки як інструменту слуху» (Fay et al., 2006). Зокрема, вони запропонували високу щільність модальних резонансів БП на високих частотах, де «всі резонанси підсумовуються при прикріпленні молоточка забезпечують плавне перенесення тиску на всі частоти» (Fay et al., 2006). Ідея модальних резонансів БП на високих частотах узгоджується з описами Tonndorf and Khanna (1970), але інтерпретація складних модальних моделей на високих частотах дуже різна. Tonndorf and Khanna (1970, 1976) припускають, що високочастотні моди не пов'язані з рухом кісточок, а Fay et al. (2006) припускають, що близько розташовані високочастотні моди насправді є середніми, разом для отримання згладженої частотної залежності осьового руху [29]

## **1.2. Загальні відомості**

Слухова система (СС) людини включає в себе орган слуху і його зв'язку з центральною нервовою системою. З анатомічної точки зору її можна поділити на зовнішнє, середнє, внутрішнє вухо, слуховий нерв і центральні слухові шляхи. Зовнішнє вухо складається з вушної раковини і зовнішнього слухового проходу.

Барабанна перетинка розділяє зовнішнє і середнє вухо, але зазвичай її розглядають як частину останнього. Середнє вухо включає також барабанну порожнину (власне середнє вухо), ланцюг слухових кісточок з відповідними м'язами, сухожиллями і зв'язками і слухову трубу. Внутрішнє вухо

починається з вікна передодня. Воно включає сенсорні органи слуху (равлика) і рівноваги (півкруглі канали, еліптичний і сферичний мішечки).

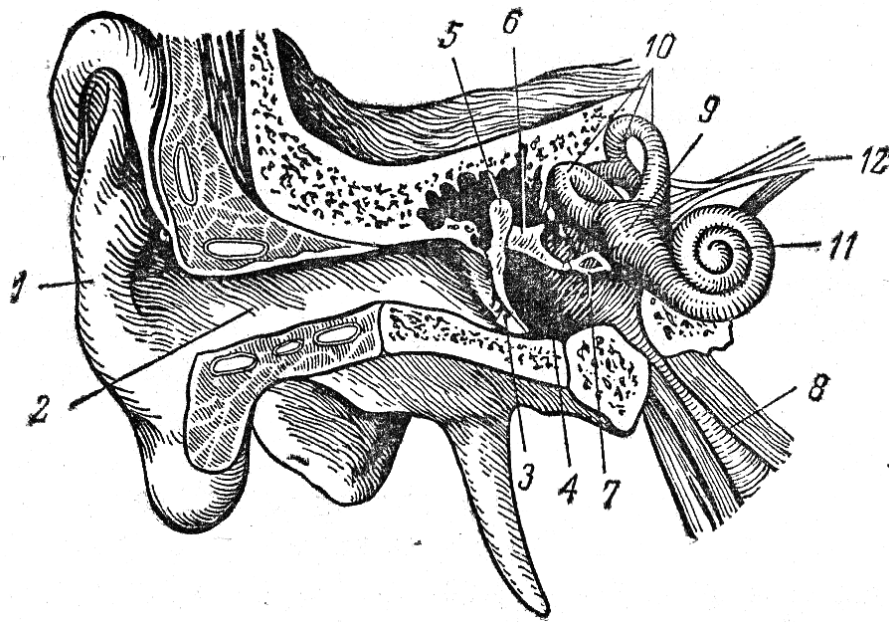


Рис. 1.1. Схематичне зображення периферійного відділу органа слуху

А – зовнішнє вухо; Б – середнє віхо; В – внутрішнє вухо; 1 – вушна раковина, 2 – зовнішній слуховий хід, 3 – барабанна перетинка; 4 – барабанна порожнина ; 5 – молоточок; 6 – коваделко; 7 – стремінце; 8 – евстахієва труба ; 9 – передвір'я; 10 – вестибулярний апарат овальне вікно; 11 – завитка 12 – слуховий нерв

Перетинка дуже тонка та просвічується; товщина її в середньому складає біля 0,074 мм. Вона має еліптичну форму з вертикальним діаметром біля 0,9-1,0 см та горизонтальним – 0,8-0,9 см.

Вухо знаходиться в скроневої кістки, яка утворює нижню частину черепа. В скроневої кістки зазвичай виділяють 5 анатомічних частин: лускату, сосцевидну, кам'янисту і барабанну, а також шилоподібний відросток, виступаючий наперед і донизу.

Вушна раковина являє собою зовнішнє продовження вуха. Вона має

неправильно овальну форму і дуже різна в розмірах. розташовуючись на зовнішньої поверхні голови, вона являє собою орган, витягнутий назад, догори та донизу. Вушна раковина складається в основному з покритого шкірою еластичного хряща, хоча містить кілька макроскопічних недиференційованих, за своєю природою рудиментарних, м'язів. Вона має також велике число зовнішніх м'язів, теж рудиментарних.[7]

### 1.1. Середнє вухо

Середнє вухо розташоване в товщі скроневої кістки та складається з ряду сполучених порожнин – барабанної порожнини (загальний об'єм якої у людини складає близько  $2 \text{ см}^3$  [1]), клітин соскоподібного відростку, барабанної перетинки, слухових кісточок, слухової труби (див. рис. 1.4).

Від зовнішнього слухового ходу середнє вухо відділено барабанною перетинкою, тобто барабанна порожнина знаходиться між барабанною перетинкою та вушним лабіринтом[2]. Барабанна порожнина має неправильну форму, віддалено нагадуючи форму приплюснутого циліндру, звідки й пішла назва [1]. Її об'єм  $1-2 \text{ см}^3$ , висота  $15-16 \text{ мм}$ , ширина  $4-6 \text{ мм}$ . Передня стінка найбільш вузька, вона веде в отвір євстахієвої труби (довжиною близько  $40 \text{ мм}$  та поперечним перерізом неправильної форми, який коливається від  $0.1 \text{ см}^2$  до  $0.5 \text{ см}^2$  [1]), за допомогою якої барабанна порожнина сполучена з порожниною носоглотки.

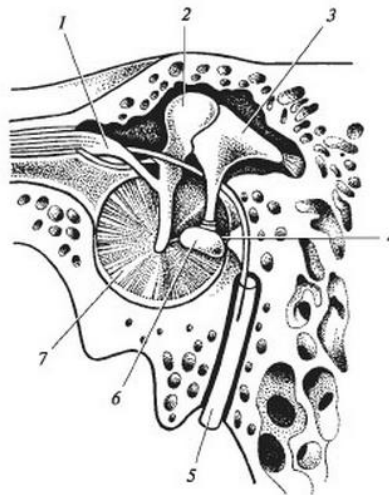


Рис 1.2. Середнє вухо: 1 – м’яз, який натягує барабанну перетинку; 2 – молоточок; 3 – коваделко; 4 – стремінцевий м’яз; 5 – лицевий нерв; 6 – підніжна пластинка стремінця; 7 – барабанна перетинка

Нижня стінка представляє собою тонку кісну пластинку, яка відділяє барабанну порожнину від крупної кровоносної судини – цибулини внутрішньої яремної вени. Задня стінка барабанної порожнини в своїй верхній частині має отвір, який веде до системи повітряноних клітин соскоподібного відростку. Верхня стінка – також тонка кісна пластинка – відділяє барабанну порожнину від середньої черепної ямки, де знаходиться скронева доля головного мозку. Внутрішня стінка барабанної порожнини є одночасно зовнішньою стінкою вушного лабіриту (внутрішнього вуха) і відділяє середнє вухо від внутрішнього. На лабіринтній стінці є виступ (промонторій), який утворений основним завитком [2].

Товщина барабанної перетинки приблизно 0.1 мм, по вертикалі розмір приблизно 10 мм, ширина – 8–9 мм, а площа 55–60 мм<sup>2</sup>. На різних ділянках вона по різному відстоїть від внутрішньої стінки барабанної порожнини: у центрі – на 1–1.5 мм, в передньо - нижньому відділі – на 4–5 мм, в задньо-нижньому відділі до 6 мм. Укладена в жолобок волокнисто-хрящового барабанного кільця [3].

## РОЗДІЛ 2

### МОДЕЛЮВАННЯ СЕРЕДНЬОГО ВУХА

#### 2.1. Розрахунок барабанної перетинки

Метод кінцевих елементів є потужним інструментом для аналізу коливань середнього вуха, тому що складна форма середнього вуха може бути змодельована в деталях. Крім того, можна було б передбачити, як на функцію середнього вуха впливають різні види патологій середнього вуха і розуміти, як окремі відмінності в структурах середнього вуха впливають на цю функцію. У ряді досліджень були вивчені вібраційні моди барабанної перетинки і кісточки у людей. У цих дослідженнях було показано, що МКЕ є перевагою при дослідженні руху середнього вуха. [9]

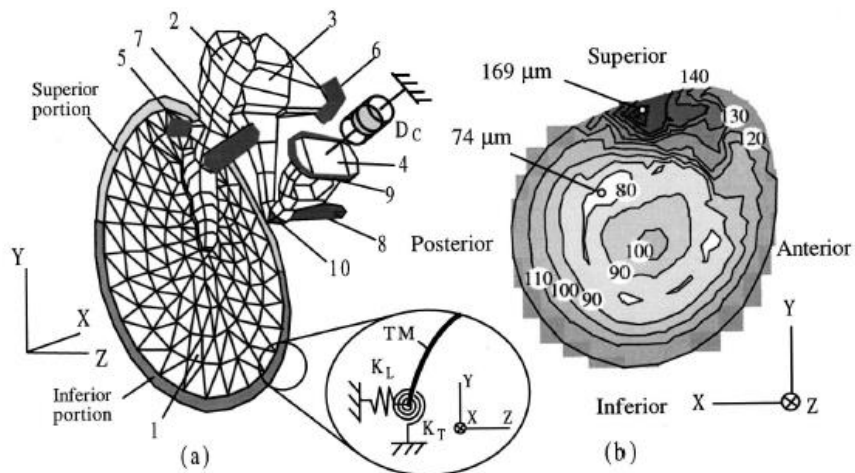


Рис.2.1. МКЕ- модель людини

1 – барабанна порожнина; 2 – молоточок; 3 – коваделко ; 4 – стремінце;  
5 – передня поперечна зв’язка ; 6 – задня інсудальна зв’язка; 7 – тензорний перетинковий м’яз; 8 – скоби м’язів ; 9 – кільцева зв’язка; 10 – I-S з’єднання;



Перш ніж переходити до моделювання в програмному пакеті, розглянемо функції середнього вуха за Фроловим та Найдою.

### **2.1.1. Моделювання функцій середнього вуха за Фроловим [30]**

Кількісна теорія акустики середнього вуха може бути описана системою рівнянь руху різних частин СВ виходячи з функціональної анатомії останнього, рішення яких мають доволі складний вигляд. Більш перспективнішим напрямком дослідження функцій середнього вуха при дії на нього акустичних полів можуть слугувати електромеханічні аналогії.

Грунтуючись на функціональній анатомії, акустичні характеристики середнього вуха, можуть бути представлені у вигляді схеми (див. рис. 1.6), яка містить п'ять функціональних блоків.

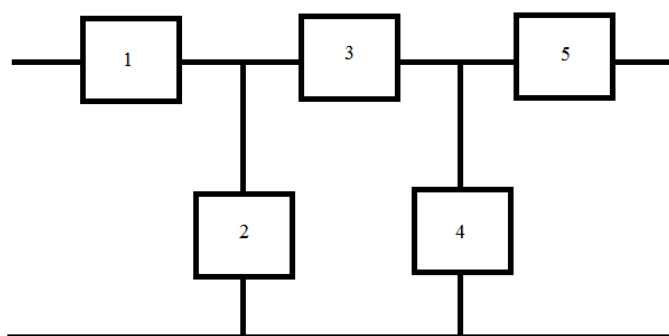


Рис. 1.6. Схема побудови середнього вуха

Є сенс пояснити цю схему. Блок порожнини 1 передуює блокам, пов'язаних з барабанною перетинкою. Цей порядок продиктований тим, що переміщення будь-якої частини барабанної перетинки відбувається через стиснення повітря, яке знаходиться в порожнинах середнього вуха. У блоці 2 відображена частина барабанної перетинки, яка не взаємодіє із кісточками середнього вуха. Частина барабанної перетинки (яка з'єднана з кісточками середнього вуха), молоточок та коваделко можна розглядати як єдине ціле, яке коливається з однаковою амплітудою та фазою, та об'єднуються в блок 3. Наступний блок 4 відповідає за те, що не вся акустична енергія передається

через коваделко – стремінцевий суглоб. І нарешті, блок 5 – це з’єднання стремінця з овальним вікном, повний опір равлика та віконна мембрана. Тут достатньо одного блока, так як стремінець та віконна мембрана коливаються приблизно з однією амплітудою та фазою.

Електрична аналогова модель нормального вуха людини представлена на рис. 1.7.

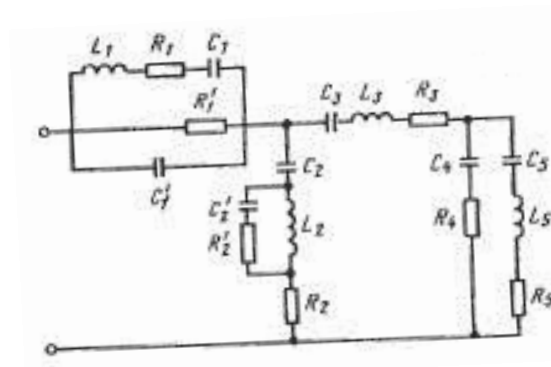


Рис. 1.7. Електрична модель середнього вуха

Елементи з індексом “1” відносяться до порожнин середнього вуха, з індексом “2” – до барабанної перетинки, з індексом “3” – до блоку молоточка, з індексом “4” – до коваделко – стремінцевого суглобу, та з індексом “5” – до комплексу равлика.

Проведемо аналіз аналогової моделі вуха людини.

Індуктивність  $L_1$  - аналог акустичної інертності, обумовленої вузьким проходом між барабанною порожниною та іншими порожнинами. Опір  $R_1$  – модель акустичного опору, який виникає у тих самих проходах. Ємність  $C_1$  представляє акустичну проникність об’єму повітря у порожнині та повітряних порожнинах у кістці. Опір  $R_1'$  представляє собою поглинання звуку в стінках акустичної порожнини та євстахієвій трубі, але також відповідає за поглинання звуку в порожнині кістки. Ємність  $C_1'$  відповідає за акустичну проникність порожнин середнього вуха.

Значення  $L_1 = 14 \text{ мГн}$  було обрано таким, щоб нулі реактивного опору моделі приблизно співпадали із нулями кривих реактивних опорів Ончі. Сума ємностей  $C_1$  та  $C'_1$  відповідає загальному об'єму  $V$  порожнин середнього вуха, тобто  $C_1 + C'_1 = \frac{V}{(\rho c^2)} = 5.45 \text{ мФ}$ . Приймавши наближене значення для загального об'єму  $8 \text{ см}^3$  та середнього об'єму барабанної порожнини  $0.5 \text{ см}^3$ , будемо мати  $C'_1 = 0.35 \text{ мФ}$ ,  $C_1 = 5.1 \text{ мФ}$ .

Величини опорів  $R_1$  та  $R'_1$  були знайдені з фазових співвідношень, отриманих вимірами повного опору порожнин середнього вуха по Ончі на основі вимірів повного опору барабанної перетинки нормального та патологічного вуха.

Блок молоточка складається з молоточка, зв'язок, які тримають його на місці, м'язи барабанної перетинки та частини барабанної перетинки, які коливаються з однаковою амплітудою та фазою, що й молоточок. В цілому цю структуру можна замінити електричною моделлю з послідовних ємності  $C_3$ , опору  $R_3$  та індуктивності  $L_3$ .

При низьких частотах частина барабанної перетинки, яка не приєднана до молоточка, може бути представлена ємністю, яка з'єднана послідовно з опором. При високих частотах, коли працює більша частина барабанної перетинки, до кола повинна бути приєднана також індуктивність.

Досліди, які проведені на двох пацієнтах із видаленням коваделком, дозволили отримати наступні характеристики електричної моделі:

$$C = 0.23 \text{ мФ}, L_2 = 15 \text{ мГн}, R_2 = 40 \text{ Ом}, C'_2 = 0.40 \text{ мФ}, R'_2 = 220 \text{ Ом}, \\ C_3 = 1.4 \text{ мФ}, L_3 = 40 \text{ мГн}, R_3 = 70 \text{ Ом}.$$

Елементи блока 4 можуть бути визначені з анатомічних особливостей та вимірів повного опору барабанної перетинки. Очевидно, що сили пружності та тертя в суглобі між двома кісточками можуть грати переважну роль. Найпростіша електрична модель – послідовне з'єднання ємності та опору, чисельні значення яких будуть:  $C_4 = 0.25 \text{ мФ}$ ,  $R_4 = 3000 \text{ Ом}$ .

Елементи блоку равлика були обрані так, щоб повний вхідний опір моделі дорівнював середньому значенню повного опору барабанної перетинки. При цьому  $C_5 = 0.6 \text{ мФ}$ ,  $R_5 = 600 \text{ Ом}$ . Під час експериментальних досліджень було виявлено, що вхідний повний опір настільки не чутливий до  $L_5$ , що цей елемент може бути просто прибраний із схеми. Тим не менш  $L_5$  можна залишити через анатомічні особливості, а також тому, що досліді показують присутність компоненти маси у вхідному повному опорі внутрішнього вуха.

Порівняння характеристик активного та реактивного опорів, а також повного опору моделі з типовими даними (отриманими на багато численних пацієнтах) вказує на гарну відповідність один із одним. Це дає підставу стверджувати, що представлена електрична модель для середніх даних дійсно відображає нормальний стан середнього вуха людини. Електрична модель забезпечує достатньо прості функціональні співвідношення для різних типів вхідних сигналів та змін параметрів системи, що дозволяє аналізувати функції різних частин середнього вуха в кількісному відношенні.

### **2.1.2. Моделювання еквівалентної схеми середнього вуха людини за Найдою С.А. [1]**

Для аналізу коливань барабанної перетинки вуха скористуємось апробованим в електроакустиці методом електромеханічних аналогій [9]. В основі цього методу лежить подібність рівнянь, які описують електричні та механічні явища. При цьому електричним величинам – напрузі, ємності, індуктивності, активному опору, відповідають механічні: сила, гнучкість, маса, активний механічний опір.

З фізичної точки зору барабанна перетика являє собою тонку, рівномірно розтягнуту плівку, що має розподілені інерцію й пружність, - мембрану. Інерція мембрани характеризується масою одиниці площі  $\gamma$ , а

пружність силою натягу  $\tau$ . Остання визначається як сила, що діє в площині мембрани на одиницю довжини опори мембрани. Мембрана при розрахунку змінюється простою коливальною системою у вигляді підвішеного на пружині поршня [10]. Еквівалентна маса  $m_{екв}$  поршня й маса мембрани  $m_M$  зв'язані співвідношенням:

$$m_{екв} = \frac{4}{3} m_M = \frac{4}{3} \pi a^2 \gamma, \quad (1.10)$$

де  $a$  – радіус мембрани.

Еквівалентна гнучкість пружини становить:

$$C_{екв} = \frac{1}{8} \pi \tau. \quad (1.11)$$

Оцінка еквівалентної маси барабанної перетинки при товщині  $\delta = 0.074 \text{ мм}$ , площі  $S_{бн} = 64 \text{ мм}^2$  і густині  $\rho = 1030 \text{ кг/м}^3$  ( $\gamma = \delta \rho$ ) дає значення  $m_{екв.бн} = \frac{4\rho\delta S_{бн}}{3} = 6.3 \text{ мг}$ . До барабанної перетинки прикріплені слухові кісточки: молоточок з  $m_{мол} = 25 \text{ мг}$ , коваделко з  $m_k = 30 \text{ мг}$ , стремінце з  $m_c \approx 3 \div 4 \text{ мг}$ . Таким чином, сумарна маса кісточок і мембрани складає  $m_\Sigma \approx 65 \text{ мг}$ .

Розглянемо електромеханічну схему середнього вуха. Середнє вуха є складною системою. Механічна її система утворена барабанною перетинкою і з'єднаною з нею системою кісточок. Натяг барабанної перетинки може регулюватись відповідними м'язами. Акустична частина утворена барабанною порожниною з об'ємом  $V_{пор} \approx 1 \text{ см}^3$  і з'єднаною з нею євстахієвою трубою. Діаметр отвору з барабанної порожнини в трубу дорівнює  $3 \div 6 \text{ мм}$  (відповідно її площа буде  $S_0 = 7 \div 28 \text{ мм}^2$ ). Довжина труби становить  $l_{тр} = 37 \text{ мм}$ . Оскільки євстахієва труба з'єднана з носоглотковим отвором малого діаметру, її об'єм визначатимемо як об'єм

конуса. При  $S_0 = 28 \text{ мм}^2$  для дорослої людини  $V_{mp} = S_0 l_{mp} / 3 = 345 \text{ мм}^3$ . Оскільки довжина труби перевищує її діаметр навіть при виході з барабанної порожнини, приєднаною масою можна знехтувати. Маса повітря в трубі, що рухається як одне ціле, дорівнює  $m_{mp} = \rho_n V_{mp} = 4.15 \cdot 10^{-7} \text{ кг}$ . Подібно до того, як це робиться для електроакустичних апаратів, які здійснюють зміну перерізу потоку повітря, що коливається, заміно середнє вухо на його механічну модель – акустичний трансформатор (рис. 1.8).

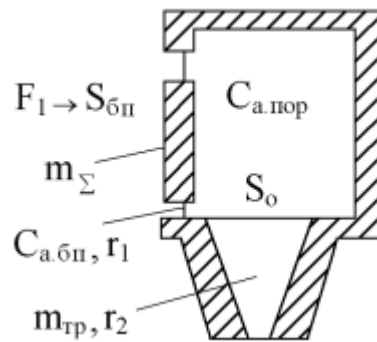


Рис. 1.8. Механічна модель середнього вуха людини

Тут  $S_{бп}$ ,  $S_{пор}$  і  $S_0$  – площі барабанної перетинки, барабанної порожнини і отвору із барабанної порожнини в євстахієву трубу відповідно;  $r_1$  – опір втрат внаслідок передачі звукової енергії через ланцюг звукових кісточок у внутрішнє вухо;  $r_2$  – опір втрат повітря, що коливається, на тертя об стінки євстахієвої труби;  $m_{mp}$  – маса повітря, що рухається як єдине ціле, в євстахієвій трубі;  $m_{\Sigma}$  – сумарна маса кісточок і барабанної перетинки;  $C_{a.пор}$ ,  $C_{a.бп}$  – акустичні гнучкості барабанної порожнини і перетинки відповідно. Одержані таким чином повна і зведена електромеханічні схеми середнього вуха показані на рис. 2.9.

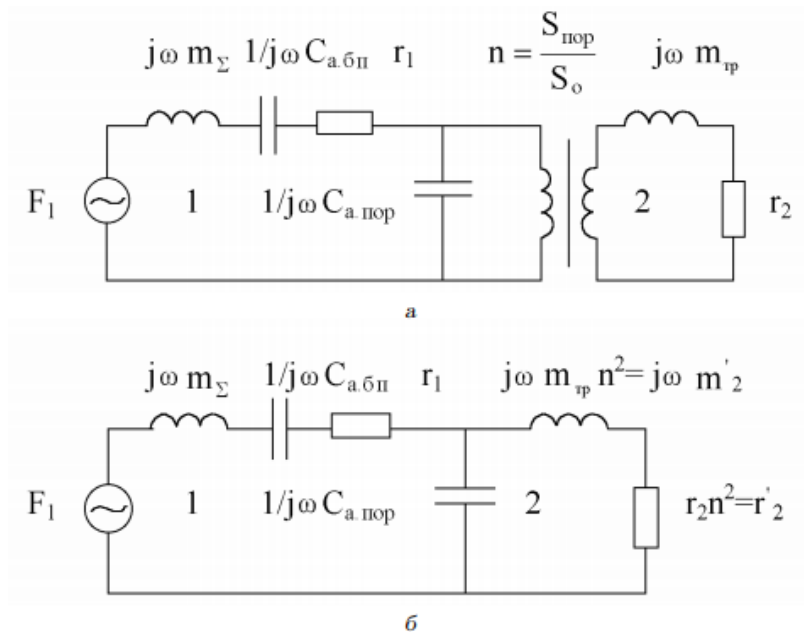


Рис. 2.9. Повна (а) і зведена (б) еквівалентні схеми середнього вуха людини

Відзначимо, що користуватись методом електромеханічних аналогій і представляти схеми в такому вигляді можна лише тоді, коли розміри елементів акустичної системи є малими, у порівнянні з довжиною звукової хвилі. Наприклад, на частоті  $1000 \text{ Гц}$  довжина звукової хвилі складає  $0.34 \text{ м}$

, а відношення  $\frac{S_{\text{бп}}}{S_o} \approx 2.3 > 2$ .

Як видно з рис. 2.9, зведена еквівалентна схема являє собою два зв'язаних контури. Спільним елементом для них (елементом зв'язку) є барабанна порожнина. При цьому маса кісточок, гнучкість барабанної перетинки та барабанної порожнини й активна складова акустичного опору створюють послідовний резонансний контур, а гнучкість барабанної порожнини й еквівалентна маса повітря в слуховій трубі – паралельний контур. Особливістю зв'язаної системи вуха є те, що поглинання енергії звуку відбувається у тому ж контурі, в який вона вводиться (у контурі барабанної перетинки). Функція другого контуру зводиться до розширення смуги пропускання вуха.

Порівнявши реактивні компоненти контура 2 для  $1000 \text{ Гц}$ , бачимо, що  $\omega m_{np} n^2 \ll 1/(\omega C_{a.nop})$ . Тут акустична гнучкість барабанної порожнини визначена за відомою формулою [9]:

$$C_{a.nop} = \frac{V_{nop}}{\rho_n c_n^2 S_{a.nop}^2} = 1.75 \cdot 10^{-3} \text{ м/Н}, \quad (1.12)$$

де  $\rho_n = 1.2 \text{ кг/м}^3$  – густина повітря;

$c_n = 340 \text{ м/с}$  – швидкість звуку в повітрі;

$V_{nop} \approx 1 \text{ см}^3$  – об'єм барабанної порожнини.

Це означає, що  $m_2'$  і  $r_2'$  шунтують  $C_{a.nop}$ , і остання величина не впливає на резонансну частоту вуха. При цьому парціальна частота контуру 1 становить:

$$f_1 = \frac{1}{2\pi \sqrt{m_\Sigma C_\Sigma}} = 0.8 \text{ кГц},$$

$$C_\Sigma = \frac{C_{екв} C_{a.nop}}{C_{екв} + C_{a.nop}}, \quad (1.13)$$

а парціальна частота контуру 2:

$$f_2 = \frac{1}{2\pi \sqrt{m_2' C_{a.nop}}} = 2.6 \text{ кГц}, \quad (1.14)$$

тобто  $f_2/f_1 > 3$ . Проте помилкою було б розглядати тільки контур барабанної перетинки, нехтуючи системою зв'язаних контурів, як це робилося до цих пір [11]. Цікаво відзначити, що в електроакустиці аналогічна еквівалентна схема описує гучномовець з фазоінвертором, але в ній парціальні частоти обох контурів вибираються близькими.

В теорії електричних зв'язаних ланцюгів безрозмірним параметром, який характеризує систему, є фактор зв'язку [12]:



$$A = k_{зв} Q, \quad (1.15)$$

де  $k_{зв}$  – коефіцієнт зв'язку;

$Q$  – добротність системи.

Значення  $A=1$  є оптимальним для одержання максимальної ширини смуги [12]. З теорії електричних ланцюгів, зв'язаних через ємність, у випадку  $C_2 \rightarrow \infty$  після заміни ємностей на еквівалентні об'єми одержимо:

$$k_{зв} = \frac{1}{(1 + \frac{V_{нор}}{V_{бн}})^{1/2}}, \quad (1.16)$$

де  $V_{нор}$  – фізичний об'єм барабанної порожнини;

$V_{бн}$  – еквівалентний об'єм барабанної перетинки.

Зауважимо, що ці величини зв'язані з відповідними акустичними гнучкостями співвідношеннями:

$$\begin{aligned} V_{нор} &= \rho_n c_n^2 C_{a.нор}, \\ V_{бн} &= \rho_n c_n^2 C_{a.бн}. \end{aligned} \quad (1.17)$$

Добротність механічної частини коливальної системи (контур 1) становить:

$$Q_{бн} = \frac{\omega_p m_{a.к}}{r_1} = \frac{1}{\omega_p C_{a.бн} r_1}, \quad (1.18)$$

де  $\omega_p$  – її резонансна частота;

$m_{a.к}$  – акустична маса слухових кісточок.

Через велику різницю парціальних частот:

$$\omega_p = \frac{1}{\sqrt{m_{a.к} C_{a.бн}}}. \quad (1.19)$$

Крім того, добротність акустичної частини системи (контур 2)  $Q_{нор} \gg Q_{бн}$ , звідки:

$$Q \approx Q_{бн}. \quad (1.20)$$

Модуль акустичного імпедансу механічної частини зв'язаний з еквівалентним об'ємом співвідношенням:

$$Z_a = \sqrt{r_1^2 + (\omega m_{a.k} - 1/(\omega C_{a.bn}))^2} = \rho_n c_n^2 / (\omega V_{екв}), \quad (1.21)$$

$$\text{де } r_1 = Z_a(\omega) = \rho_n c_n^2 / (\omega_p V_{екв}(\omega_p)).$$

Після підстановки виразів (1.16) – (1.20) у співвідношення (1.15) одержуємо:

$$A = \frac{V_{екв}(\omega_p)}{V_{bn}} \frac{1}{(1 + V_{пор}/V_{bn})^{1/2}}. \quad (1.22)$$

## 2.2. Розрахунок барабанної перетинки

Формула середнього вуха в нормі має вид [1]:

$$A = \frac{V(f_p)}{V(226)} \frac{1}{\sqrt{1 + V_{б.пор}/V(226)}} = 1 \quad (2.1)$$

де  $V(f) = \rho c_0^2 / \omega \cdot |\dot{Z}_a|, \text{м}^3$  - еквівалентний об'єм середнього вуха в мінімумі тимпанограми на стандартній частоті тимпанометрії 226Гц чи резонансній  $f_p$

, при  $\Delta P_{ст} = 0$ ,  $\Delta P_{ст}$  - відносний статичний тиск, створюваний у герметично

закритому акустичним зондом зовнішньому слуховому проході (ЗСП);  $|\dot{Z}_a|$ ,

$\frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^4}$  - модуль акустичного імпедансу;  $V_{б.пор} = (0,5 - 1 \text{см}^3)$  - об'єм барабанної

порожнини. Як було доведено [1]

$$V(226) = \rho c_0^2 \cdot C_{а.б.п}, \quad (2.2)$$

де  $\rho = 1,2 \text{ кг/м}^3$ ,  $c_0 = 340 \text{ м/с}$  - густина повітря і швидкість звуку в ньому;

$C_{a.б.п} \text{ м}^5/\text{Н}$ , - акустична гнучкість барабанної перетинки. Формула (2.2)

визначає важливу, раніше невідому, властивість вуха: на частотах багаточастотної тимпанометрії до 1000 Гц барабанна порожнина акустично шунтована слуховою трубою. У стандартах ІЕС ні зазначена властивість, ні метод багаточастотної тимпанометрії не згадуються.

Авторська методика визначення  $f_p$  й  $V(f_p)$  описана в [1], а приклади її застосування наведені в [2–6].

Було показано, що при виконанні умови  $A=1$  (2.1) активна складова акустичного імпедансу в діапазоні частот 226 – 1000 Гц

$$R_a \equiv \frac{\rho \cdot c_0^2}{\omega_p \cdot V(f_p)} = 5,8 \frac{\rho \cdot c_0}{S_{б.п}}, \quad (2.3)$$

де  $S_{б.п}$  - площа барабанної перетинки.

Коефіцієнт відбиття звуку від барабанної перетинки по енергії при  $|\dot{Z}_a|_{\min} = R_a$  і коефіцієнт проходження рівні

$$\nu^2 = \left( \frac{5,8-1}{5,8+1} \right)^2 = 0,5, \quad \chi^2 = 1 - \nu^2 = 0,5. \quad (2.4)$$

Це і є принцип відбиття звуку від барабанної перетинки: мінімальний коефіцієнт відбиття звуку по енергії і максимальний коефіцієнт проходження існують одночасно і рівні 0,5.

Від значень еквівалентного об'єму барабанної перетинки можна перейти до коефіцієнта підсилення тиску від неї через ланцюг слухових кісточок у завитку [4].

При  $f < f_p$  для вуха в нормі

$$K_{\text{підс.н}}(f) = \frac{f \cdot V(f)}{f_p \cdot V(f_p)} K_{\text{підс.н}}(f_p), \quad (2.5)$$

де

$$K_{\text{підс.н}}(f_p) = \sqrt{\frac{z_p}{5,8 \cdot \rho \cdot c_0} \left( \frac{S_{\text{б.п}}}{S_{\text{ов.в}}} \right)} = \left( \frac{S_{\text{б.п}}}{S_{\text{ов.в}}} \right) \cdot \eta = 115, \quad (2.6)$$

$20 \lg K_{\text{підс.н}}(f_p) = 41$  дБ;  $\left( \frac{S_{\text{б.п}}}{S_{\text{ов.в}}} \right) = 20,1$  - відношення площ барабанної

перетинки й овального вікна;  $\eta = \frac{115}{20,1} = 5,8$  - важільне відношення;

$z_p = 1,5 \cdot 10^6$  Па · с/м питомий механічний імпеданс рідини (перилімфи) у завитці. Величина 41 дБ дорівнює величині кістково-повітряного “розриву” аудіограм при руйнуванні ланцюга слухових кісточок [7].

Переходячи від частотної залежності зсуву стремена до залежності  $K_{\text{підс}}$  при наявності штучних отворів у барабанній порожнині, при  $f > f_p$  одержимо

$$K_{\text{підс}}(f) = K_{\text{підс}}(f_{p1}) \frac{f_{p1}}{f}, \quad (2.7)$$

звідки нахил залежності дорівнює  $20 \lg 2 = 6$  дБ/окт.

На частоті II резонансу  $f_{p2} = 2600$  Гц при  $f_{p1} = 0,7$  кГц

$K_{\text{підс}}(2,6) = \frac{0,7}{2,6} K_{\text{підс}}(0,7)$ . Оскільки частота 2,6 кГц є також частотою

чвертьхвильового резонансу ЗСП, що приводить до підсилення звукового тиску від входу в ЗСП до барабанної перетинки [3], підсилення дорівнює

$$K_{\text{підс}} = K_{\text{підс}}(f_{p1}) \frac{f_{p1}}{f} \cdot K_{\text{підс.з.с.п}}, \quad (2.8)$$

де згідно [3]  $K_{\text{підс.з.с.п}} = \frac{z_{\text{н}}}{z_{\text{повітря}}} = \frac{R_{\text{а}} \cdot S_{\text{б.п}}}{S_{\text{повітря}}} = 5,8$ ,

$$K_{\text{підс}} = K_{\text{підс}}(f_{p1}) \cdot \frac{f_{p1}}{f_{p2}} \cdot 5,8 = K_{\text{підс}}(f_{p1}) \cdot \frac{5,8 \cdot 0,7}{2,6} = K_{\text{підс}}(f_{p1}) \cdot 1,56, \quad (2.9)$$

$20 \lg 5,8 = 15,5$  дБ, що дорівнює експериментальному значенню, отриманому Winer, Rose; Shaw, Mehrgard, Meller при подачі звуку через ЗСП під кутом  $90^\circ$ .

Особливістю коливальної системи вуха є генетично задане значення резонансних частот [2]. Як було виявлено в [2] на тимпанограмах лівого і правого жіночого вуха, резонансна частота лівого вуха ( $A=1,7$ ) при зменшенні  $V_{\text{л}}(226)$  в 2,14 разів в порівнянні з  $V_{\text{пр}}(226)$  правого вуха ( $A=1$ )  $f_p$  збільшена не в  $\sqrt{2,14} = 1,47$  разів, як було б у звичайній механічній системі, а

усього від 950 до 1000 Гц. Це відбулося в результаті уродженого дефекту – зменшення площі барабанної перетинки в лівому вусі до  $90 \text{ мм}^2$  в порівнянні з  $130 \text{ мм}^2$  в правому. При цьому втрата слуху на частоті 226 Гц склала  $20 \lg V_{\text{л}} / V_{\text{пр}}(226) = 20 \lg \frac{0,37}{0,79} = -6,6 \text{ дБ}$ , що, до речі менше точності визначення втрати по методу суб'єктивної аудіометрії  $\pm 10 \text{ дБ}$ , і ним не виявляється.

Яка частотна характеристика вуха від входу в ЗСП до переддвер'я завитки при  $f > 1000 \text{ Гц}$ , тимпанометрія не може дати відповіді. Про це можна судити по частотній залежності активної і реактивної компонент акустичного імпедансу вуха безпосередньо біля барабанної перетинки обстежуваного (без впливу ЗСП), отриманої ще Zwislocki [8] (рис.1), за допомогою удосконаленого акустичного моста.

Про те, що в той час розходження між чоловічим і жіночим вухом ще розглядалося як міжсуб'єктне, свідчить те, що на рис.1 статеві належності кривих зазначена навпаки. Перевівши акустичні оми в одиниці еквівалентного об'єму і нехтуючи значеннями активної компоненти в порівнянні з реактивною на частоті 226 Гц, одержимо

$$V_{\text{чол}}(226) = 0,54 \text{ см}^3, V_{\text{жін}}(226) = 0,71 \text{ см}^3,$$

а  $V_{\text{чол}}(f_p) = V_{\text{чол}}(700) \approx 0,8 \text{ см}^3, V_{\text{жін}}(f_p) = V_{\text{жін}}(1200) \approx 1,03 \text{ см}^3$ , що збігається з отриманими в [1,2]:

$$V_{\text{чол}}(226)=0,54 \text{ см}^3, V_{\text{чол}}(700)=0,8 \text{ см}^3;$$

$$V_{\text{жін}}(226)=0,79 \text{ см}^3, V_{\text{жін}}(1000)=1,2 \text{ см}^3.$$

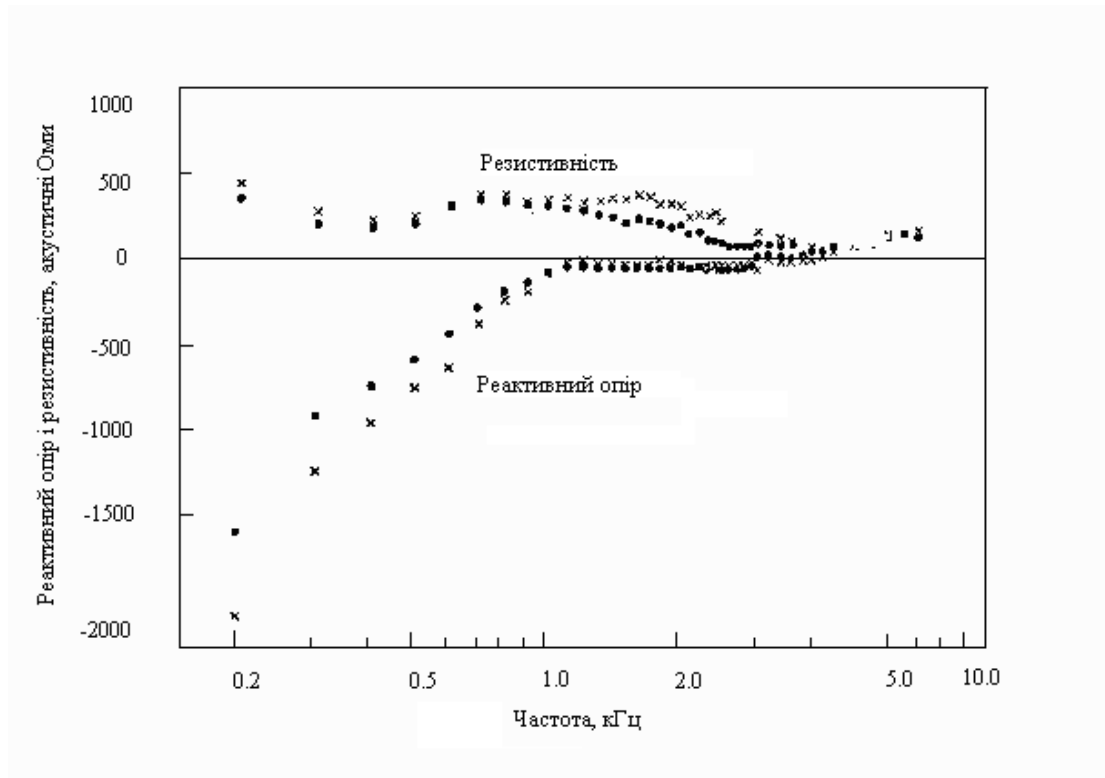


Рис.2.2. Акустичний опір барабанної перетинки як функція частоти [8]:

кружки - у чоловіків, хрестики – у жінок

При  $V_{\text{б.пор}} = 0,8 \text{ см}^3$

$$A_{\text{чол}} = \frac{0,8}{0,54} \frac{1}{\sqrt{1 + 0,8/0,54}} = 0,95, \quad A_{\text{жін}} = \frac{1,03}{0,71} \frac{1}{\sqrt{1 + 0,8/0,71}} = 1, \quad (2.10)$$

тобто і чоловіче і жіноче вухо знаходилися в нормі. Цікаво звернути увагу на те, що значення  $\text{Im} \dot{Z}_a$  в діапазоні 1 – 3 кГц близьке до нуля.

З того, що передаточна функція на шляху від входу в ЗСП до переддвер'я завитки  $K_{\text{підс}}(f) \equiv H(f)$  має 2 максимуми впливає, що подаючи на вхід короткий звуковий імпульс виду  $\beta$ -функції, як у приладах реєстрації ОАЕ, на виході будемо спостерігати імпульсну функцію  $h(t)$ , зв'язану з  $H(f)$  прямим перетворенням Фур'є

$$H(f) = \int_0^{\infty} h(t) e^{-j2\pi ft} dt = \text{Re}[H(f)] + j \text{Im}[H(f)]. \quad (2.11)$$

У випадку вуха маємо коливальну систему 4-го порядку, так що імпульсна функція  $h(t) \equiv p(t)$  має вид

$$p(t) = \Pi_f \cdot \sum_{k=1}^4 A_k \exp(\gamma_k t), \quad \gamma_{1,2} = \alpha \pm j\omega_c, \quad (2.12)$$

де  $\Pi_f = \int_0^{\tau_u} p(\xi) d\xi$ . Короткий імпульс збуджує всі коливальні моди, властиві розглянутій системі. Амплітуди мод, що збуджуються, пропорційні площі короткого імпульсу  $\Pi_f$ , незалежно від форми. При цьому, як видно з (2.12), спочатку збуджуються більш високі частоти, а потім – низькі. Таким чином розкладання звуку на спектральні складові відбувається вже в середньому вусі.

## 2.2. Моделювання середнього вуха з використанням механічної моделі кінцевих елементів



Оскільки механічна частина середнього вуха повністю розраховується за допомогою формули середнього вуха і принципу відбиття звуку від барабанної перетинки, тут ми розглянемо тільки вплив порожнин середнього вуха.

На рис.2 показана модель кінцевих елементів (МКЕ) порожнин середнього вуха і ЗСП [9]. Барабанна порожнина, отвір у задній стінці (aditus ad antrum), що з'єднує її з печерою сосцевидного відростка (tympanic antrum чи antrum mastoideum) представлена комбінацією прямокутних елементів.

Об'єм барабанної порожнини з діапазону  $0,5 - 1 \text{ см}^3$  обраний  $V_{\text{б.пор}} = 0,86 \text{ см}^3$ ; об'єм печери  $V_{\text{печ}} = 0,55 \text{ см}^3$ ; перехід з барабанної порожнини в печеру (aditus ad antrum) моделюється трубою довжиною  $l = 1,3 \text{ мм}$  і площею  $6,25 \text{ мм}^2$ . Комірки сосцевидного відростка (mastoid cell) ігноруються.

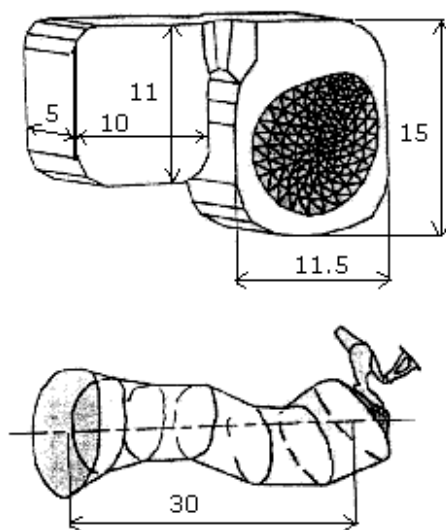


Рис.2.3. МКЕ порожнин середнього вуха і ЗСП [9]

ЗСП виражається як вигнута труба з твердими стінками, ґрунтуючись на результатах сканування рентгенівським комп'ютерним томографом у роботі інших авторів. Довжина ЗСП по осі, перпендикулярній до площини вхідного отвору й такою, що утворює кут  $50^\circ$  до площини барабанної

перетинки, вважається рівною 30 мм. Площа перетину ЗСП перед барабанною перетинкою дорівнює  $61 \text{ мм}^2$ , а в середній точці ЗСП -  $49 \text{ мм}^2$ . Порожнини середнього вуха і ЗСП моделювалися 956 і 696 шестигранними елементами відповідно.

Вплив порожнин середнього вуха на коливання кожної із 4 частин барабанної перетинки визначалося по відношенню амплітуд їхніх зміщень при відкритих порожнинах (розраховувалися за допомогою моделі, що складається з барабанної перетинки, слухових кісточок, зв'язок і сухожиль, але без повітряних елементів) і закритих. Воно вийшло рівним 2 у діапазоні до 1 кГц, зменшуючись до 1 при 1,5 кГц і залишаючись близьким до 1 до 10 кГц. Збільшення жорсткості при закритих порожнинах свідчить про відсутність акустичного шунтування барабанної порожнини слуховою трубою, яка не враховувалася.

Розглянемо вплив повітряних порожнин за допомогою моделі їхніх електро-акустичних аналогій, використовуючи значення розмірів порожнин на рис.2. Приведена схема електричного аналога середнього вуха (без слухової труби) зображена на рис.3.

На рис.3 використані такі позначення:  $n = \frac{S_{\text{б.п.}}}{S_{\text{тр}}}$ ,  $S_{\text{б.п.}}$ ,  $S_{\text{тр}}$  - площа

барабанної перетинки і труби з барабанної порожнини в печеру сосцевидного відростка;  $m_a$  - акустична маса повітря, що коливається, в трубі

$$m_a = \frac{\rho}{S_{\text{тр}}} \left( l + \sqrt{\frac{S_{\text{тр}}}{\pi}} \right), \quad l = 1,3 \text{ мм} - \text{довжина труби}; \quad C_{\text{а.печ}} = \frac{V_{\text{печ}}}{\rho c_0^2} - \text{акустична}$$

гнучкість печери.

$$j \cdot \omega \cdot m_a \quad 1/(j \cdot \omega \cdot C_{a.б.п}) \quad R_a \quad j \cdot \omega \cdot m_a \cdot n^2$$

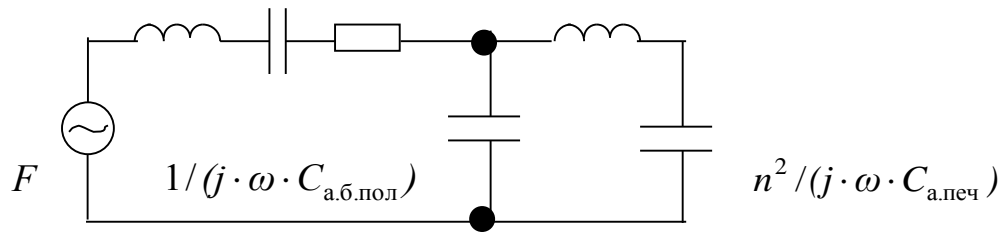


Рис.2.4. Приведена схема електричного аналога середнього вуха

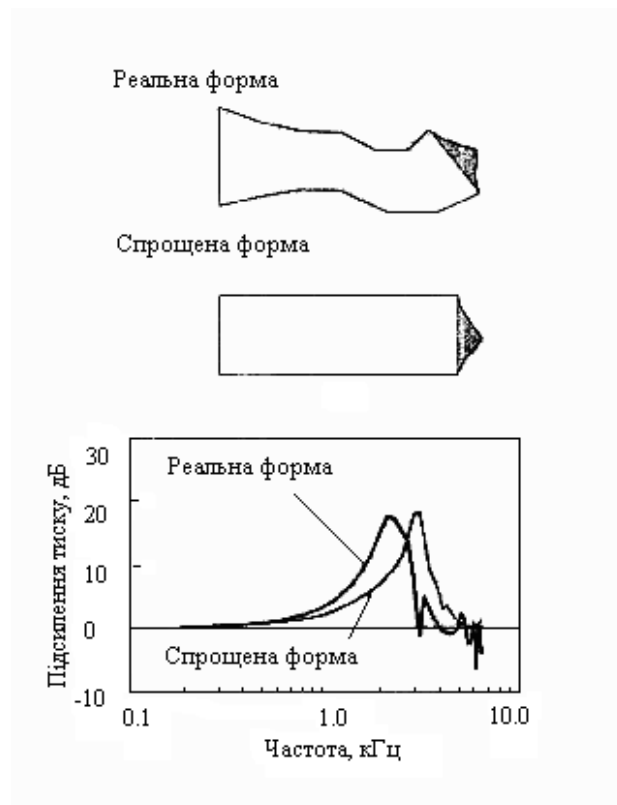
Вважаючи, що  $S_{тр} = 6,25 \text{ мм}^2$  приведено для жіночого вуха ( $S_{б.п} = 130 \text{ мм}^2$ ),  $n = \frac{130}{6,25} = 19$  (звернемо увагу на близькість цього значення до  $S_{б.п}/S_{ов.в} = 20,5$  для чоловічого і жіночого вуха), і підставляючи інші значення, одержимо:

$$C_{a.б.пор} = V_{б.пор} / \rho c_0^2 = 0,86 \cdot 10^{-6} / (1,2 \cdot 1,15 \cdot 10^5) = 6,2 \cdot 10^{-12}, \text{ м}^5/\text{Н}, \quad (2.13)$$

$$C_{a.печ} = V_{печ} / \rho c_0^2 = 0,55 \cdot 10^{-6} / (1,2 \cdot 1,15 \cdot 10^5) = 4 \cdot 10^{-12}, \text{ м}^5/\text{Н}, \quad (2.14)$$

$$m_a = \frac{1,2}{6,25 \cdot 10^{-6}} \left( 1,3 + \sqrt{\frac{6,25}{\pi}} \right) \cdot 10^{-3} = 5,2 \cdot 10^2 \text{ кг/м}^3, \quad (2.15)$$

Резонансна частота труби і печери, при якій барабанна порожнина акустично шунтована.



$$f_p = \frac{1}{2\pi\sqrt{m_a \cdot C_{a.\text{печ}}}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{5,2 \cdot 10^2 \cdot 4 \cdot 10^{-12}}} = 3,5 \text{ кГц.}$$

Рис.2.5. Відношення тиску на відстані 2мм від барабанної перетинки до тиску на вході в ЗСП, що має реальну і спрощену форму [9]

Великий інтерес представляє розраховане відношення тиску на відстані 2мм від барабанної перетинки до тиску на вході в ЗСП, що має складну форму. Видно, що резонансна частота реального ЗСП 2,6 кГц (рис.2.5) нижче частоти 3,2кГц для спрощеної форми з однаковою проекцією осьової лінії на перпендикулярну вхідній площині вісь. Автори [9] не звертають уваги на те, що це зменшення можна пояснити більшою довжиною уздовж осьової лінії ЗСП випадкової форми. Говорячи, що імпеданс повітря в ЗСП складається головним чином з компоненти жорсткості (величини, зворотної гнучкості) так само, як і кожної з порожнин середнього вуха, а у вузькій частині так

само і масової компоненти, автори не вказують, що в короткій трубці між барабанною порожниною і печерою основною є саме масова компонента.

### 2.3. Експерименти по вивченню впливу зміни об'єму порожнини середнього вуха на передачу звуку

Задача продублювати на ізольованих скроневих кістках людини точне виконання різних способів осифулопластики при патології слухових кісточок, що зустрічається найбільш часто, і з механічної точки зору визначає втрату звукового тиску, що проходить через ланцюг слухових кісточок, у порівнянні з неушкодженим апаратом середнього вуха, розв'язувалася в роботі [10]. Для виключення патологічних змін барабанної перетинки обов'язково проводилася отомікроскопія.

Звук вводився через вушну воронку, жорстко зафіксовану на динаміку Telephonics TDH-39P (Франція). Однак, вона не контактувала зі стінками слухового проходу. Частота тонального сигналу змінювалася від 200 до 4000 Гц за допомогою генератора HP3312A (США) із шагом 100 Гц у діапазоні 200 – 2000 Гц і 200 Гц у діапазоні 2000 – 4000 Гц. Рівень звукового тиску на початку НСП підтримувався постійним  $81 \pm 0,5$  дБ і контролювався за допомогою мікрофона й осцилоскопа Tektronics.

У пророблений в переддвер'ї завитки отвір діаметром 2 мм вводили металевий конус. Щілину між конусом і краями отвору заклеювали кістковим цементом. Завитку і конус заповнювали фізіологічним розчином, що сприяло збереженню фізичних параметрів завитки впродовж часу, достатнього для проведення вимірювань. У металевий конус установлений гідрофон. Сигнал від гідрофона проходив через вузькосмуговий фільтр типу 1621 і попередній підсилювач типу 2635 фірми Bruel&Kjaer і реєструвався за допомогою аналогового двоканального осцилоскопа Tektronix TDS 320 (США).

Діаграми амплітуди відкликів, зареєстрованих на скроневиx кістках при моделюванні 3 варіантів тимпанопластики (мастоїдектомія з задньою тимпанотомією, радикальна мастоїдектомія, мастоїдектомія з відновленням задньої кісткової стінки НСП і заповненням мастоїдальної порожнини ватяними кульками, просоченими фізіологічним розчином), представлені на рис.2.6.

Видно, що передаточні функції (ПФ) у 1 і 3 варіантах не сильно відрізняються. Вони мають пік на частоті  $\approx 2,6$  (2,8) кГц і частоті 1,6 (1,7) кГц. Відношення амплітуд відкликів на частоті 2,6 і 0,7 кГц дорівнює  $900/500 \approx 1,8$ , що приблизно дорівнює  $5,8/3,7 = 1,6$  (де  $2,6/0,7 = 3,7$ ).

Істотне зменшення ПФ на частотах нижче і вище частоти 1,2 кГц відбулося у варіанті 2. Повітряні порожнини середнього вуха включають: варіант 1 – слухову трубу, барабанну порожнину, перехід з барабанної порожнини в печеру, печеру й комірочки сосцевидного відростка; варіанти 2,3 – слухову трубу, барабанну порожнину. В усіх випадках ланцюг слухових кісточок і барабанна перетинка зберігалися інтактними (цілими).

На кожній скронеvій кістці вимірювали об'єм НСП і мастоїдальної порожнини (*antrum mastoideum*). Не зважаючи на те, що їх значення могли дати важливу інформацію, зокрема, про статеву приналежність ізольованої скроневої кістки. Вимірювання на одній скронеvій кістці повторювали по 10 разів для кожного варіанта (стандартне відхилення в цьому випадку, коли функціональні коливання не можуть існувати, характеризує точність метода вимірювання ПФ).

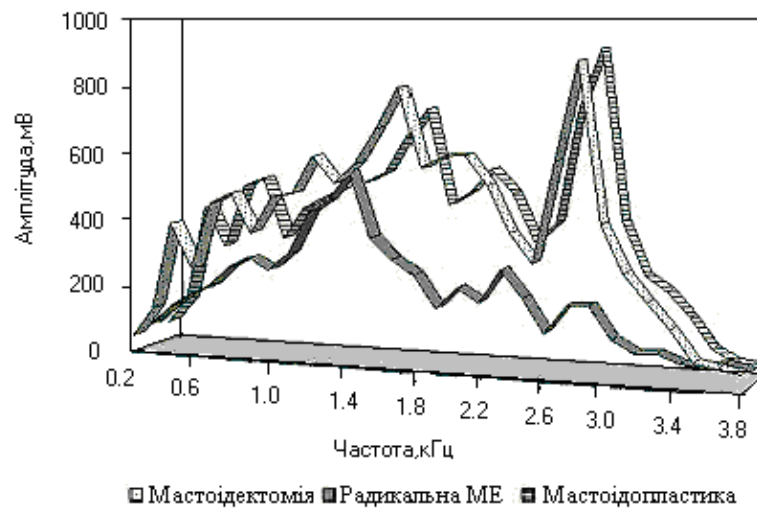


Рис.2.6. Діаграми амплітуди відкликів, зареєстрованих на скроневих кістках при моделюванні 3 варіантів тимпанопластики [10]

Вважаючи, разом з багатьма дослідниками, що вухо в свіжих скроневих кістках функціонує подібно до такого у живої людини, а принципи імітансної аудіометрії загальновідомі і детально описані, в [11] при тестуванні скроневих кісток виконували тимпанометрію при частоті зондового сигналу 226, 660 і 1000 Гц і вивчали статичну податливість і акустичні рефлексі. Були взяті 20 свіжих трупних блоків скроневих кісток, ретельно виділених і в той же день без консервації реалізованих в експерименті. Блок скроневої кістки повністю включав ЗСП, середнє вухо, піраміду з внутрішнім слуховим проходом і сосцевидним відростком. По краю розпилу пластиліном ретельно герметизували дрібні комірки сосцевидного відростку, парафіном перекривали кістковий вхідний відділ слухової труби. Після тестування за допомогою операційного мікроскопа і набору мікрохірургічних інструментів розкривали і розширювали антрум і виконували задню тимпанометрію. При цьому канал ЗСП, барабанну перетинку і ланцюг слухових кісточок залишали інтактними. Значення імітанса реєстрували в 2 точках тимпанограми: в максимумі і при +2,0 кПа, що дозволяє відділити імітанс середнього вуха в одиницях еквівалентного

об'єму від об'єму ЗСП. Відмітимо, що: 1) максимальні значення еквівалентного об'єму (тільки на частоті 226 Гц - піддатливість) не дозволяє визначити ні частоту нижнього резонансу, ні активну і реактивну складові імпеданса; 2) відсутність слухової труби перетворює середнє вухо в систему одно резонансну і зсуву резонансних частот в більшу сторону; 3) усереднення результатів по 20 скронеvim кісткам, без зазначення статевої приналежності, не дає змоги отримати індивідуальні характеристики; 4) маніпуляції з печерою і порожнинами сосцевидного відростка не можуть впливати на параметри імпедансу на частотах більших 1000 Гц, тому з врахуванням усереднення по кількості костей, не приведе до помітних змін тимпаногам.

#### 2.4. Вимірювання акустики середнього вуха в прямому і зворотному напрямках: стосовно до ОАЕ

Середнє і внутрішнє вухо ізольованої скроневої кістки людини стимулювалося в прямому і зворотному напрямках звуковим джерелом у ЗСП і внутрішнім вусі [12]. Вимірювалися три величини: (а)  $P_{з.с.п}$  - тиск у ЗСП зондовим мікрофоном на відстані 3 мм від барабанної перетинки; (б)  $v_{стр}$  - коливальна швидкість стремени за допомогою лазерного інтерферометра; (в)  $P_{пер}$  - тиск у переддвер'ї за допомогою гідрофона. Вимірювання проводилися в інтервалі 2 – 6,8 кГц.

Як уже відзначалося в [4], вимірювання зміщення чи коливальної швидкості стремени оптичним методом вимагає наявності в барабанній порожнині двох отворів, що приводить до шунтування барабанної порожнини і на високих частотах ( $>1$ кГц). Вимірювання же  $P_{з.с.п}$  поблизу барабанної перетинки приводить до зменшення коефіцієнта підсилення тиску в прямому напрямку поблизу 2,6 кГц  $\approx$  на 15 дБ. Тому стосовно до ОАЕ така



постановка експерименту має сенс тільки на НЧ ( $<1$  кГц). Визначення  $K_{\text{підс.пер}}$  в цьому випадку дозволило б по формулі (6) визначити  $z_p$  без вимірювання  $v_{\text{стр}} = P_p / z_p$ .

Із змінних  $P_{\text{з.с.п.}}$ ,  $P_{\text{пер}}$ ,  $v_{\text{стр}}$  у [12] визначалися  $K_{\text{підс.пер}}$ , вхідний імпеданс завитки  $z_z = P_{\text{пер}} / v_{\text{стр}}$ ,  $K_{\text{підс.зв}}$  і  $z_{\text{стр}} = P'_{\text{пер}} / v'_{\text{стр}}$ , при стимулюванні джерелом у переддвер'ї. Виявилося, що круговий коефіцієнт підсилення  $|K_{\text{підс}}|_{\text{кр}}$  зменшується з нахилом  $-22$  дБ/окт (тобто  $20 \lg \left( \frac{f_2}{f_1} \right)^{2n} = 22$ , звідки  $n = 1,85 \approx 2$  для посилення в одному напрямку. У той же час ОАЕ як викликана, так і продуктів спотворення не залежить від частоти.

Мабуть, тут мова йде про ОАЕ, що вимірюється на нормальному вусі, а не на ізольованій скроневої кістці.

Вимірювання використовувалися також для оцінки відбиття бігучих по базальній мембрані хвиль від стремена, і генерованих у аріке нелінійних відбивань у переддвер'ї.

## РОЗДІЛ 3

### МЕТОД КІНЦЕВИХ ЕЛЕМЕНТІВ

Funnell and Laszlo, 1978 були першими дослідниками, які представили метод кінцевих елементів (МКЕ) для середнього вуха kota. Тоді Williams and Lesser 1990 розробили модель кінцевих елементів для людської барабанної перетинки. Wada (1992) досліджував динамічну поведінку середнього вуха людини, використовуючи модель кінцевих елементів, що включає барабанну перетинку та кісточки. Вони розглянули кохлярний імпеданс і жорсткість кільцевої зв'язки барабанної перетинки в модель КЕ. [24]

Пізніше з'явилася вдосконалена модель KE (Koike et al., 2002). Дослідники (Sun et al., 2002; Gan et al., 2002; Gan et al., 2006; Zhao et al., 2009) досліджували характеристики передачі звуку середнього вуха з використанням моделей кінцевих елементів і порівнювали їх з попередніми дослідженнями.[24]

Моделювання середнього вуха є дуже складним питанням з двох причин: геометричного моделювання та властивостей матеріалу.

По-перше, геометрія середнього вуха є тривимірний комплекс, а також маю дуже малий розмір. Наприклад, стремено є найменшою кісткою в тілі людини: його довжина становить менше 3 мм, а його вага приблизно 3 мг, що робить його дуже важким при побудуванні точної геометрії всього середнього вуха. По-друге, механічні властивості біоматеріалів, які містять СВ не добре відомі. Тому модель KE має численні неточності в його динамічних характеристиках. Нещодавно автори розробили модель KE середнього вуха для передавальної функції (Гай та ін. 2011).[25]

Для моделі KE, геометрія кісточок була отримана через мікро-КТ скроневої кістки людини, як показано на малюнку 1. На малюнку 2 представлена модель FE середнього вуха, яка складається з оболонки і твердої речовини. У моделі KE, барабанна перетинка і барабанні зв'язки були змодельовані з елементами оболонки, в той час як кісточка, зв'язки, сухожилля, м'яз в СВ були представлені у вигляді тривимірних твердих елементів.[24]



Рис.1. 3D моделі твердих кісточок (нижній ряд), у порівнянні з реальними кісточками (верхній ряд)

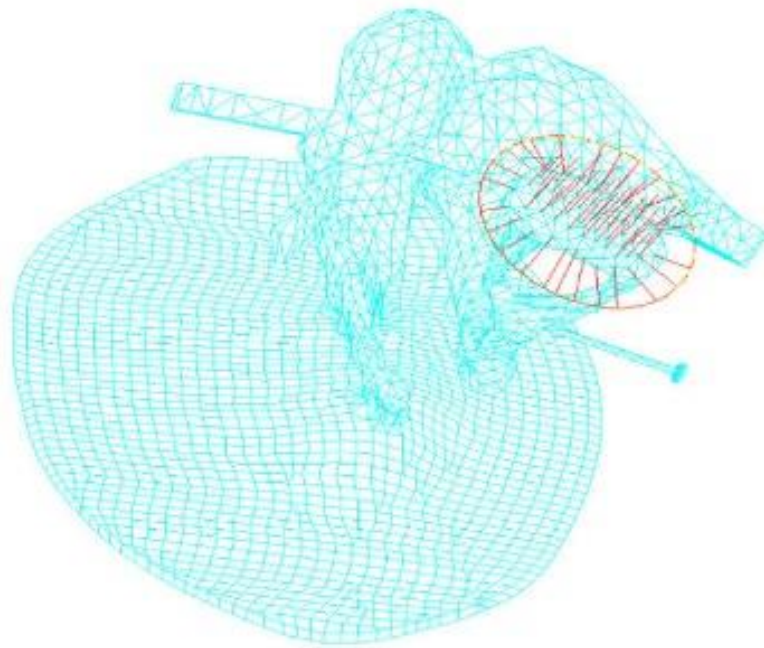


Рис.2. FE модель для середнього вуха.

У дослідженні, модель КЕ (Гай та ін. 2011) була оновлена у властивостях матеріалу і використана для розрахунку динамічних характеристик середнього вуха.

У властивостях матеріалу моделі КЕ є два типи , структурне загасання середнього вуха та жорсткості зв'язку в суглобах. По-перше, структурні коефіцієнти загасання для середнього вуха були додані до моделі КЕ, в той

час як в попередній моделі відповіді були управлятися за допомогою пропорційного демпфірування, пов'язаних з системою матриць.

Вони показали, що модуль пружності змінюється від 0,30 до 8,92 МПа, коли ступінь розтягування збільшується з 1 до 1,72. Проте, можна бачити, що не лінійність області низької протяжності до 1.2, де модуль пружності змінився від 0,3 до 0,7 МПа. У дослідженні, для модуля пружності молоточка ковадла-стремениого значення в таблиці 1.1 було вибрано 0,43 МПа.

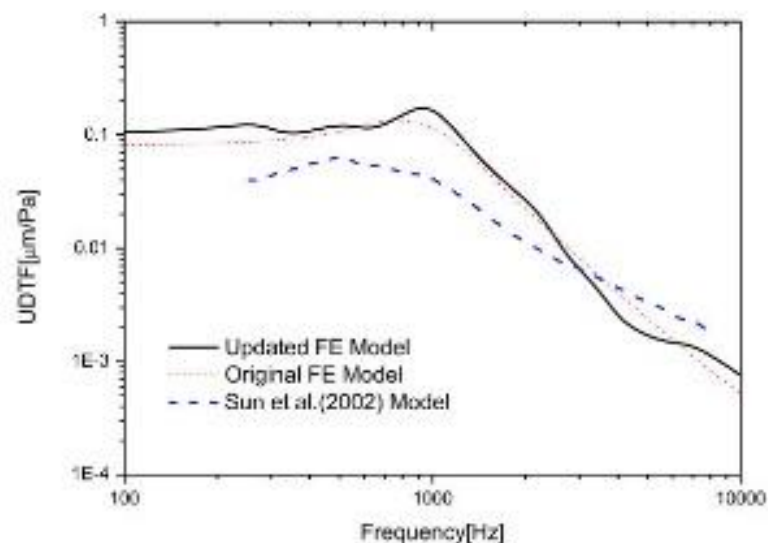
КЕ в модифікованій моделі для середнього вуха, було вибрано значення жорсткості 0,46 МПа. У таблиці 1, властивості матеріалу, які використовуються в моделі КЕ підсумовуються і порівнюються із значеннями з попередніх досліджень. Використання модифікованій моделі КЕ, була розрахована частотна характеристика середнього вуха.

**Material properties used in the middle ear FE model**

Type of properties	Composition	Present study	(Koike et al.2002)	Gan et al. (2002, 2006)
Young's modulus (N/m <sup>2</sup> )	Tympanic membrane(tensa)	$3.34 \times 10^7$	$3.34 \times 10^7$	$3.2 \times 10^7$
	Tympanic membrane(flaccida)	$1.11 \times 10^7$	$1.11 \times 10^7$	$1.0 \times 10^7$
	Malleus	$1.2 \times 10^{10}$	$1.2 \times 10^{10}$	$1.41 \times 10^{10}$
	Incus	$1.2 \times 10^{10}$	$1.2 \times 10^{10}$	$1.41 \times 10^{10}$
	Stapes	$1.2 \times 10^{10}$	$1.2 \times 10^{10}$	$1.41 \times 10^{10}$
	Incudomalleolar joint	$1.2 \times 10^{10}$	-	$1.41 \times 10^{10}$
	Incudostapedial joint	$6.0 \times 10^5$	$6.0 \times 10^6$	$6.0 \times 10^5$
	Anterior malleal ligament	$2.1 \times 10^7$	$2.1 \times 10^7$	$2.1 \times 10^6$
	Posterior incudal ligament	$6.5 \times 10^5$	$6.5 \times 10^5$	$6.5 \times 10^5$
	Tensor tympani muscle	$2.6 \times 10^5$	$2.6 \times 10^6$	$2.6 \times 10^6$
	Manubrium	$4.7 \times 10^9$	-	$4.7 \times 10^9$
	Stapedius muscle	$5.2 \times 10^5$	$5.2 \times 10^5$	-
	Tympanic annular ligament	$6.0 \times 10^5$	-	$6.0 \times 10^5$
	Tympanic membrane(tensa)	$1.2 \times 10^3$	$1.2 \times 10^3$	$1.2 \times 10^3$
	Tympanic membrane(flaccida)	$1.2 \times 10^3$	$1.2 \times 10^3$	$1.2 \times 10^3$
Density (kg/m <sup>2</sup> )	Malleus(head)	$2.55 \times 10^3$	$2.5-6.2 \times 10^3$	$2.55 \times 10^3$
	Malleus(neck)	$4.53 \times 10^3$	$2.5-6.2 \times 10^3$	$4.53 \times 10^3$
	Malleus(handle)	$3.70 \times 10^3$	$2.5-6.2 \times 10^3$	$3.70 \times 10^3$

	Incus(body)	$2.36 \times 10^3$	$2.5-6.2 \times 10^3$	$2.36 \times 10^3$
	Incus(short process)	$2.26 \times 10^3$	$2.5-6.2 \times 10^3$	$2.26 \times 10^3$
	Incus(long process)	$5.08 \times 10^3$	$2.5-6.2 \times 10^3$	$5.08 \times 10^3$
	Stapes	$2.2 \times 10^3$	$2.5-6.2 \times 10^3$	$2.2 \times 10^3$
	Incudomalleolar joint	$3.2 \times 10^3$	$2.5 \times 10^3$	$3.2 \times 10^3$
	Incudostapedial joint	$1.2 \times 10^3$	$2.5 \times 10^3$	$1.2 \times 10^3$
	Anterior malleal ligament	$2.5 \times 10^3$	$2.5 \times 10^3$	-
	Posterior incudal ligament	$2.5 \times 10^3$	$2.5 \times 10^3$	-
	Tensor tympani muscle	$2.5 \times 10^3$	$2.5 \times 10^3$	-
	Manubrium	$1.0 \times 10^3$	$2.5 \times 10^3$	$1.0 \times 10^3$
	Stapedius muscle	$2.5 \times 10^3$	$2.5 \times 10^3$	-
	Tympanic annular ligament	$2.5 \times 10^3$	$2.5 \times 10^3$	-
Spring constant (N/m)	Stapedius annular ligament	9	-	9
	Cochlear fluid	70(42)	-	60(49)
Poisson's ratio		0.3	0.3	0.3

Для функції частотної відповіді, на зовнішню сторону барабанної перетинки застосовувався рівномірний звуковий тиск. Потім частотні реакції переміщень на ділянці випуклості, усереднювалися для розрахунку передавальної функції зміщення випуклості. На малюнку 3 представлено передаточна функція зміщення(UDTF), розраховане з використанням модифікованої моделі KE порівняно з попередньою моделлю (Gal et al., 2011) та опублікованою моделлю KE (Sun et al., 2002). Ефект оновлених параметрів моделі спричинив невелику зміну рівня на низькочастотному діапазоні та варіації нахилу у регіоні більш високих частот.[24]



UDTF в порівнянні з попередніми моделями FE.

### 3.1. Метод кінцевих елементів

Метод кінцевих елементів (МКЕ) дозволяє приблизно численно вирішувати широкий спектр фізичних проблем, які математично формуються у вигляді системи диференціальних рівнянь або в варіаційної постановки. Цей метод можна використовувати для аналізу напружено деформованого стану конструкцій, для термічного аналізу, для вирішення гідро-газодинамічних завдань і задач електродинаміки. Можуть вирішуватися і пов'язані завдання.[15 13]

Основні ідеї та процедури МКЕ вперше були використані Курантом [12] в 1943 р при вирішенні задачі про крученні стрижня. Але тільки з 50-х років почався активний практичне застосування МКЕ, спочатку в області авіації і космонавтики, а потім і в інших напрямках. Термін «кінцеві елементи» (КЕ) ввів в 1960 році Клаф [11].

### 3.2. Основні поняття МКЕ

Вихідним об'єктом для застосування МКЕ є матеріальне тіло (в загальному випадку - область, яку займає суцільне середовищем або поле), яке розбивається на частини - кінцеві елементи (КЕ) (рис. 3.1). В результаті розбивки створюється сітка з меж елементів. Точки перетину цих кордонів утворюють вузли. На кордонах і всередині елементів можуть бути створені додаткові вузлові точки. Ансамбль з усіх кінцевих елементів і вузлів є основною кінцево-елементної моделі тіла, що деформується. Дискретна модель повинна максимально повно покривати область досліджуваного об'єкта.[13]

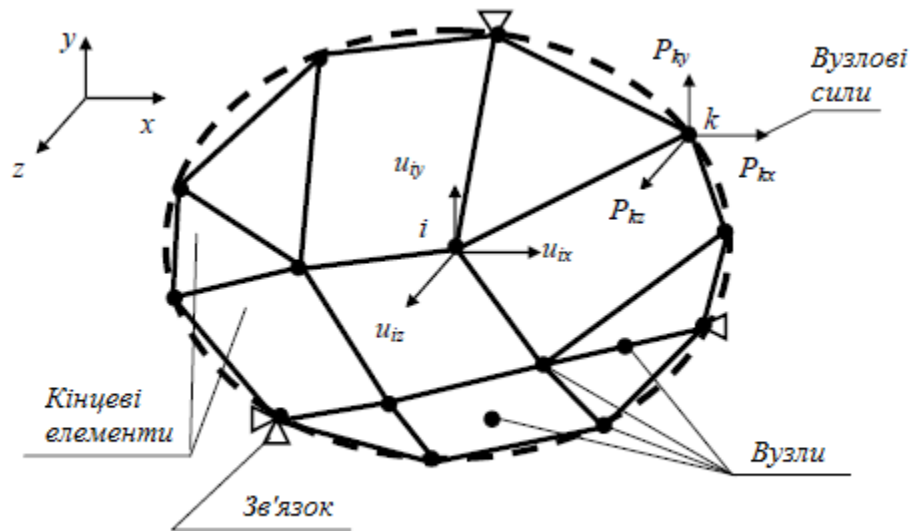


Рис. 3.1

Рис.3.1. Кінцевий елемент

Вибір типу, форми і розміру кінцевого елемента залежить від форми тіла і виду напружено-деформованого стану. Стрижневою КЕ застосовується для моделювання одноосного напруженого стану при розтягуванні (стисканні), а також в задачах про кручення або вигинання. Плоский двовимірний КЕ у вигляді, наприклад, трикутної або чотирикутної пластини використовується для моделювання плоского напруженого або плоского деформованого стану. Об'ємний тривимірний КЕ у вигляді, наприклад, тетраедра, шестикутника або призми служить для аналізу об'ємного напруженого стану. КЕ у формі кільця застосовується в разі асиметричного напруженого стану. Для розрахунку вигину пластини береться відповідний плоский КЕ, а для розрахунку оболонки використовується оболончатий КЕ або також згинається плоский елемент. У тих зонах тіла, що деформується, де очікуються великі градієнти напружень, потрібно застосовувати більш дрібні КЕ або елементи більшого порядку.

Кінцеві елементи наділяються різними властивостями, які задаються за допомогою констант і опцій. Для плоских непохитних КЕ може вказувати на товщину і задаватися вид напруженого стану: плоске напруження, плоске

деформування або асиметричне. Для плоских зігнутих і оболонкових КЕ повинна задаватися товщина.

Всі елементи і вузли нумеруються. Нумерація вузлів буває загальною (глобальною) для всієї кінцево-елементної моделі і місцевою (локальною) всередині елементів. Нумерацію елементів і загальної нумерації вузлів бажано проводити так, щоб трудомісткість обчислень була найменшою. Існують алгоритми оптимізації цієї нумерації. Повинні бути визначені масиви зв'язків між номерами елементів і загальними номерами вузлів, а також між місцевими і загальними номерами вузлів.

Для розрахунку полів різних фізичних величин за допомогою МКЕ в даній області необхідно визначити матеріали елементів і задати їх властивості. У завданнях деформування, перш за все, потрібно вказати пружні властивості - модуль пружності і коефіцієнт Пуассона. Для динамічних задач необхідно визначити щільність матеріалу  $\rho$ , можливо, коефіцієнт в'язкого демпфірування.

У стаціонарних задачах теплопровідності для обраного матеріалу тіла повинен бути заданий коефіцієнт теплопровідності. При нестационарній теплопровідності потрібно додатково знати щільність матеріалу і його теплоємність. Якщо розглядається нелінійна задача теплопровідності, то зазначені фізичні властивості потрібно визначати як функції температури.

Стан тіла характеризується кінцевим числом незалежних параметрів, визначених в вузлах звичайно-елементної сітки. Такі параметри називаються ступенями свободи. У розглянутих нижче деформаційних завданнях як ступенів свободи застосовуються переміщення вузлів, серед компонентів яких можуть бути і кутові переміщення. У завданнях теплопровідності ступенями свободи є температури вузлів.[13]



Координати вузлів, переміщення вузлів і довільних точок елементів, сили та інші об'єкти можуть визначатися в різних системах відліку (системах координат).

В алгоритмі МКЕ використовуються загальна (глобальна) система координат, прив'язана до всієї кінцево-елементної моделі (див. Рис. 1.1), і місцеві (локальні) системи координат, пов'язані з конкретними кінцевими елементами, в силу чого їх називають елементними системами відліку. Перехід від однієї системи відліку до іншої проводиться за допомогою матриць перетворення.[13]

У деформаційному завданні, число ступенів свободи одного вузла залежить від типу завдання і від системи відліку. На рис. 1.1 показаний вузол  $i$ , який має в загальній системі координат  $x, y, z$  три ступені свободи, що становлять вузловий вектор ступенів свободи (переміщень). У загальній системі координат цей вектор може бути записаний у вигляді

$$U_i = \{U_i\} = \begin{Bmatrix} u_{ix} \\ u_{iy} \\ u_{iz} \end{Bmatrix}, \quad (3.1)$$

Якщо вузол  $i$  має  $n_i$  ступенів свободи, а кінцевий елемент включає  $n_e$  вузлів, то число ступенів свободи одного елемента дорівнює  $n_e \times n_i$ . Число ступенів свободи всієї моделі, що має  $n$  однотипних вузлів рівне  $N = n \times n_i$ . Набір всіх ступенів свободи моделі становить загальний (глобальний) вектор ступенів свободи (тобто вузлових переміщень моделі), в якому нумерація ступенів свободи може бути загальною (глобальною) або за номерами вузлів з додаванням індексу вузловий ступеня свободи

$$\{U\} = \begin{Bmatrix} u_1 \\ \vdots \\ u_q \\ \vdots \\ u_N \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} U_1 \\ \vdots \\ U_i \\ \vdots \\ U_n \end{Bmatrix}, \quad (3.2)$$

де  $\{U_i\}$  – підматриця, складена з усіх  $n_i$  компонентів переміщення вузла  $i$ . Зокрема, для тривимірної задачі при використанні загальної декартової системи координат  $x, y, z$  ця підматриця є вектором переміщень вузла (3.1). Перехід від вузлової нумерації до загальної очевидний.

Для багатьох типів кінцевих елементів функції форми і інші співвідношення МКЕ ефективно визначаються в місцевих (елементних) природних системах координат. Зв'язок між такими місцевими координатами і загальними декартовими координатами здійснюється за допомогою деяких відображень функцій.[13]

### 3.3. Рівняння МКЕ. Граничних та початкових умовах

З умов рівноваги вузлів або за допомогою варіаційних принципів, а також методів невя'зок, що застосовуються до всієї кінцево-елементної моделі, складається загальна система рівнянь рівноваги всієї кінцево-елементної моделі досліджуваного тіла, що деформується. Для статичних задач вона має вигляд [17]

$$[K]\{U\} = \{P\} + \{P\}^q + \{P\}^g + \{P\}^{\epsilon_0} + \{P\}^{\sigma_0} \quad (3.3)$$

де  $[K]$ -Загальна матриця жорсткості кінцево-елементної моделі;  $\{P\}$  - загальний вектор заданих зовнішніх вузлових сил;  $\{P\}^q, \{P\}^g, \{P\}^{\epsilon_0}, \{P\}^{\sigma_0}$  - загальні вектори вузлових сил, еквівалентно розподіленим поверхневим і масовим силам, початковою деформацією, початковим напруженням.

Компоненти матриці  $[K]$  є коефіцієнтами жорсткості моделі. Вони обчислюються шляхом підсумовування відповідних коефіцієнтів жорсткості кінцевих елементів. Матриця жорсткості  $[K]$  для кінцево-елементної моделі мають симетрією, має стрічкову структуру і рідкісне заповнення.

Загальний вектор заданих зовнішніх вузлових сил  $\{P\}$  можна представити у вигляді[13 15]

$$\{P\} = \begin{Bmatrix} p_1 \\ \vdots \\ p_s \\ \vdots \\ p_N \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} P_1 \\ \vdots \\ P_i \\ \vdots \\ P_n \end{Bmatrix}, \quad (3.4)$$

де  $P_i = \{p_i\}$  - підматриця з  $n_i$ , компонентів сили, прикладеної в вузлі

*i*. Для тривимірної задачі матимемо  $\{P_i\} = \{P_{ix} \ P_{iy} \ P_{iz}\}^T$ . Як видно з виразу (3.4), індексація компонентів може бути або за загальними номерами ступенів свободи моделі або за загальними номерами вузлів з додаванням індексу вузловий ступеня свободи, як у загального вектора вузлових переміщень (3.2).

Загальні (глобальні) вектори вузлових сил  $\{P\}^q, \{P\}^s, \{P\}^{\varepsilon_0}, \{P\}^{\sigma_0}$  збираються з компонентів відповідних елементних векторів. Їх структура така ж, як у вектора  $\{P\}$ .

У динамічних задачах на підставі принципу Даламбера в рівняння (3.3) додаються сили інерції. Так як сили інерції виражаються через прискорення, які є другими похідними від переміщень, то рівняння рівноваги (3.3) перетворюються в загальні (глобальні) диференціальні рівняння руху, в яких зовнішні сили можуть бути змінними:

$$[m] \frac{d^2}{dt} \{U\} + [C] \frac{d}{dt} \{U\} + [K] \{U\} = \{P(t)\} + \{P^q(t)\} + \{P^s\}, \quad (3.5)$$

де  $[m]$  та  $[C]$  - загальні матриці мас і демпфірування моделі, які збираються з компонентів відповідних елементних матриць.

За допомогою рівнянь (3.5) виконуються різні види динамічного аналізу: модальний аналіз, де визначаються власні частоти і форми

конструкцій; гармонійний аналіз, де визначається відгук системи на зовнішню періодичну силу з різною частотою; повний аналіз динамічного процесу, де виробляється інтегрування диференціальних рівнянь руху.[19]

### 3.4. Рішення рівнянь МКЕ

Загальна система рівнянь рівноваги (3.3), отримана методом кінцевих елементів для статичної лінійно-пружної моделі тіла, є, з математичної точки зору, системою лінійних алгебраїчних рівнянь (СЛАР). Після обліку правильно накладених зв'язків, що не допускають руху моделі як абсолютно твердого тіла, визначник матриці жорсткості  $[K]$  не дорівнює нулю і, отже, існує єдине рішення - загальний вектор вузлових переміщень  $\{U\}$ .

Точність і ефективність різних способів вирішення СЛАР багато в чому залежить від структури і властивостей матриці  $[K]$ : розміру, обумовленості, симетричності, заповнюваності і ін. [2]. Відомі алгоритми вирішення СЛАР можна розділити в основному на дві групи: прямі методи і ітераційні методи [17 19 ].

Прямі ( «точні») методи дозволяють отримувати за допомогою кінцевого числа операцій точні значення невідомих, якщо коефіцієнти і праві частини рівнянь задані точно і немає заокруглень при обчисленнях. Серед безлічі прямих методів найбільше застосування мають: метод виключення невідомих Гаусса, метод квадратного кореня, а також їх різновиди, зокрема, фронтальний метод і схема розкладання Холецкого.[19]

Ітераційні методи характеризуються тим, що спочатку задаються деякими наближеними значеннями невідомих. Потім за допомогою будь-яких алгоритмів їх послідовно уточнюють, наближаючись до точного рішення. Найбільш часто використовуються метод прямої ітерації, метод Гаусса-Зейделя, метод послідовної верхньої релаксації, градієнтні методи найшвидшого спуску і сполучених градієнтів.

Звичайно-елементні моделі можуть бути нелінійними. Модель деформування фізично нелінійна, якщо в ній враховується нелінійна поведінка матеріалу - нелінійна пружність, плинність і ін. Геометрична нелінійність при деформації обумовлена великими деформаціями і великими переміщеннями. У нелінійних кінцево-елементних моделях теплопровідності фізичні властивості (теплопровідність, теплоємність, коефіцієнт тепловіддачі і ін.) Залежать від температури.

Нелінійні задачі вирішуються ітераційними методами, при цьому на кожній ітерації розглядаються квазілінійні рівняння. У практичних обчисленнях часто застосовується метод Ньютона-Рафсона і його модифікації. Для нелінійних задач деформування іноді ефективні методи змінних параметрів пружності, початкових деформацій і початкових напружень. Якщо в нелінійній задачі важлива історія навантаження, потрібно виробляти рішення малими кроками навантаження.[22]

### 3.5. Аналіз результатів рішення

У задачі деформування після визначення глобального вектора ступенів свободи  $\{U\}$  знаходять елементні вектори вузлових переміщень  $\{U\}_e$ . Через них шляхом інтерполяції за допомогою функцій форми обчислюються переміщення будь-яких точок елементів. Для стрижневих елементів по відомим векторам  $\{U\}_e$  з рівнянь (3.1) знаходять вектора  $\{F\}_e$ , а потім методами опору матеріалів обчислюють внутрішні сили, моменти і напруги. Для плоских і об'ємних елементів, диференціюючи апроксимуючі функції переміщень усередині елементів, знаходять деформації і по закону Гука обчислюють напруги.[13]

Для кінцевих елементів першого порядку з лінійною інтерполяцією переміщень величини деформацій і напружень всередині елементів виходять постійними, отже, на межелементних межах ці величини будуть мати розриви. Для квадратичних елементів і елементів більш високого порядку з нелінійною інтерполяцією переміщень величини деформацій і напружень всередині елементів змінюються і обчислюються зазвичай наближено. На

кордонах елементів при такому підході поля деформацій і напружень мають кінцеві розриви. З метою уточнення результатів обчислень застосовують різні способи усереднення. Наприклад, в обраному вузлі беруть середню величину вузлових значень напруги, знайдених для всіх елементів, що примикають до цього вузла. Більш точні результати виходять за допомогою теорії сполученої апроксимації [13].

Реакції опор обчислюють з відповідних рівнянь загальної системи, взятої до її модифікації, що враховує зв'язку. Використовуючи глобальну нумерацію компонентів векторів вузлових сил, можна записати наступну формулу для реакцій в опорних вузлах:

$$P_s = \sum_{q=1}^N K_{sq} u_q - P_s^g - P_s^q, \quad (3.6)$$

У динамічній задачі загальний вектор вузлових переміщень і всі інші зазначені вище величини (деформації, напруження, реакції) знаходяться як функції часу.

Більш докладно алгоритм методу скінченних елементів для механіки деформованого твердого тіла викладено в двох наступних пунктах. У першому випадку використовується пряме обґрунтування роздільної системи рівнянь МКЕ через рівновагу вузлів. У другому випадку використаний варіаційний підхід.[13 15 19]

## РОЗДІЛ 4

### ОСОБЛИВОСТІ МОДЕЛЮВАННЯ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЗА ДОПОМОГОЮ ПАКЕТУ ANSYS

#### 4.1. Початок роботи ANSYS

Аналітичний комплекс ANSYS – це програмна система кінечно-елементного аналізу, яка розв’язує задачі в різних областях інженерної діяльності (напружено-деформований стан, термодинаміка, механіка рідин і газів). ANSYS є одною з найвідоміших програмних систем у своєму класі і відноситься до комп’ютерні інженері системи(KIC) (Computer-Aided Engineering(CAE)), а також забезпечує двосторонній зв’язок з багатьма CAD пакетами. [23]

Програма ANSYS, як і багато інших KIC-продуктів, для математичного моделювання, різних фізичних процесів використовує метод кінцевих елементів. Цей метод поєднує в собі універсальність алгоритмів рішення різних крайових задач з ефективністю комп’ютерної реалізації обчислень. Програмне середовище Ansys Workbench дозволяє розрахувати і візуалізувати деформації та напруги різних видів (еквівалентні напруги за Мізесом, головні напруги та деформації і тд.). [23]

На платформі Ansys Workbench можна здійснити окремі етапи інженерного аналізу, такі як: геометричне моделювання, робота з матеріалами, створення кінцево-елементних сіток, задавання навантаження та граничних умов. МКЕ в ANSYS вирішує задачі як статичного, так і динамічного напружено-деформованого стану структури, а також фізичні та геометричні нелінійні задачі, що дає можливість проводити розрахунки для широкого спектра інженерних задач [26].

Рішення МКЕ поставленої крайової задачі здійснюється програмою ANSYS в три етапи відповідно логіці методу.

На першому етапі створюється основа кінцево-елементної моделі досліджуваного об'єкта. Цей етап включає з себе нижченаведені процедури:

1. Встановлюється фізичний тип завдання (механіка деформованого твердого тіла, теплопередача, гідродинаміка і т.д.). проводиться відповідне налаштування програми.[13]
2. Вибирається тип кінцевого елемента в залежності від розмірності об'єкта та інших його властивостей. Можуть бути задані деякі характеристики елемента.
3. Вибирається матеріал об'єкта і вказуються всі його необхідні властивості. Ці властивості можуть бути задані з клавіатури або імпортовані з бібліотеки матеріалів ANSYS. Завдання властивостей визначає модель матеріалу (лінійно-пружний, пружно-пластичний, білінійну і т.д.), що впливає на вибір визначальних рівнянь МКЕ.
4. Будується геометрична твердотільна модель об'єкта. У Workbench використовується модуль Design Modeler. Геометрична модель може бути експортована з будь-якого CAD- пакету.
5. Геометрична модель розбивається на кінцеві елементи. Під час цього процесу можуть бути задані різні параметри сітки.
6. У разі контактної задачі встановлюються контактні пари, визначається модель контакту і її характеристики.[13]

Другий етап – накладення на модель необхідних фізичних умов і рішення задачі – складається з трьох основних кроків:

1. Задаються граничні умови – сили, переміщення (зв'язку) та ін.
2. Вибирається тип аналізу (статичний, динамічний, модальний і т.д.). Можливий вибір методу розв'язання системи рівнянь МКЕ і завдання параметрів обчислювальних процедур (числа кроків навантаження, числа ітерацій та ін.).



3. Здійснюється рішення системи рівнянь, отриманої методом МКЕ. В результаті рішення формується файл результатів. Який містить вектор знайдених ступенів свободи (вузлових переміщень, вузлових температур і т.д.).

Третій етап – аналіз результатів розрахунку. Розраховані МКЕ фізичні величини (деформації, напруження, температури і ін.) Представляються в графічному вікні ANSYS у вигляді картинок, таблиць, графіків, анімацій. Всі ці результати можна записати у відповідні файли [13].

При виконанні розглянутих вище етапів розв'язання задачі, програма ANSYS створює в пам'яті комп'ютера базу даних, що містять повну інформацію про модель. Цю базу даних можна зберегти з бінарному файлі і використовувати для продовження аналізу.

В ANSYS була створена 3D модель кінцевих елементів сітки вуха. Модель FE, яка використовується в цьому дослідженні, показана на малюнку 1. Вона включає в себе молоточка, наковальце, стремечко, та барабанну перетинку яка жорстко закріплена.

#### 4.2. Перший етап

Етап побудови геометричної моделі реалізується елементом Geometry. Геометрична модель створюється в модулі Desing Modeler, який реалізує сучасні методи моделювання плоскої і тривимірної геометрії. Крім стандартних інструментів геометричного моделювання Desing Modeler має ряд спеціальних функцій, що дозволяють підготувати модель до інженерного аналізу в ANSYS, і є зручним для початківця дослідника.[28]

Перед побудовою або імпортом геометричній моделі можна, клікнувши правою кнопкою миші на елементі Geometry, змінити його настройки, які відображаються у вікні властивостей Properties. У групі Basic Geometry Options можна вибрати типи геометричних об'єктів, атрибути, параметри, іменовані групи виділення, властивості матеріалів, які будуть передаватися

при імпорті моделі, в групі Advanced Geometry Options можна задати спеціальні настройки: вказати тип моделювання (за замовчуванням вибрано 3D - тривимірне моделювання), взаємозв'язок з наявною CAD-системою, можливість імпорту координатних систем разом з геометричною моделлю і інші. Ці опції задаються, як правило, на початку роботи з проектом.[28]

Структура інженерного аналізу для статичного прочностного аналізу схематично представлена на рис. 2.11. У попередніх версіях Workbench окремі етапи аналізу створювалися послідовно і були представлені у вигляді дерева. В Workbench 2.0 користувач відразу вибирає вид інженерного аналізу, після чого програма вставляє в схему проекту відповідний блок, який містить всі необхідні етапи виконання аналізу (див. Рис. 2.11). Проект може містити кілька таких блоків для різних типів інженерних розрахунків, між якими при необхідності можуть встановлюватися зв'язку.[13]

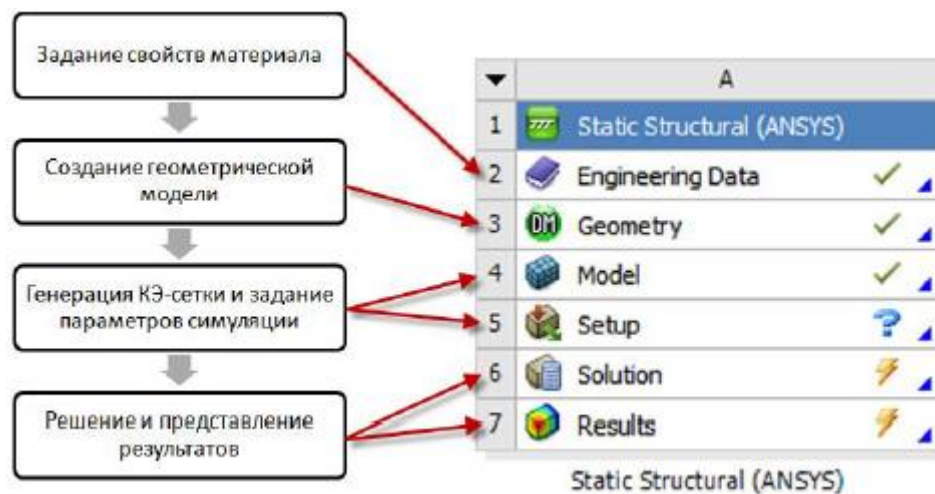


Рис 4.1.

Workbench підтримує два типи зв'язку, яка встановлюється між блоками інженерного аналізу: простий зв'язок для передачі даних (Transfer Data) або спільно використовувана зв'язок (Share). При наявності простий зв'язку дані з одного блоку передаються як вхідні в інший блок. При наявності спільно використовуваної зв'язку встановлюється відповідність

між пов'язаними осередками, що накладає обмеження на редагування і скидання даних в залежних елементах. В цьому випадку всі операції з даними можуть бути виконані тільки в батьківських елементах, а залежні елементи затеняються сірим кольором.[13]

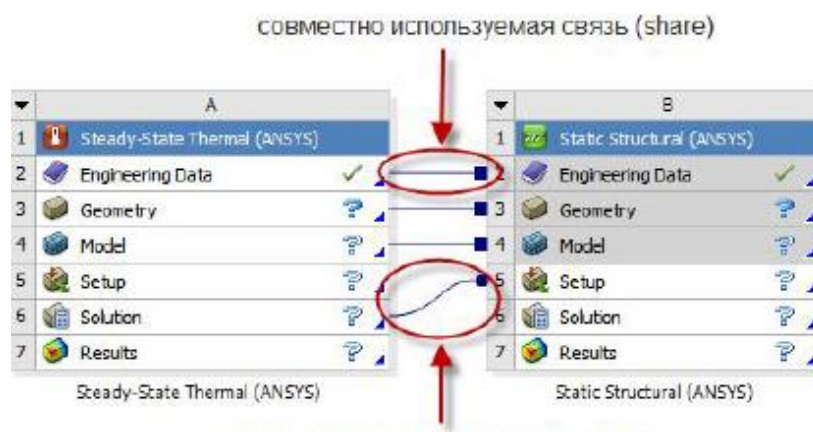


Рис 4.2. Зв'язок для передачі даних

### Геометричне моделювання

Після того як новий інженерний аналіз створений, можна приступати до побудови геометричної моделі. Для цього, клікнувши правою кнопкою миші на рядку Geometry, викликаємо контекстне меню, в якому потрібно вибрати пункт – New Geometry. Workbench запускає геометричний моделювальник Desing Modeler; після закінчення завантаження буде виведено його основне вікно.[13]

Якщо геометрична модель вже створена раніше за допомогою Desing Modeler-а або в будь-якої CAD-системі, то її можна імпортувати, вибравши пункт меню Import Geometry. ANSYS підтримує безліч популярних форматів геометричних моделей, таких як: Parasolid, IGES, SolidWorks, Unigraphics NX, Inventor, Pго / Enginner та інші. Файл геометричній моделі, створений в Desing Modeler. Якщо в подальшому потрібно видалити імпортовану геометрію з проекту, потрібно в контекстному меню вибрати пункт Reset[13]

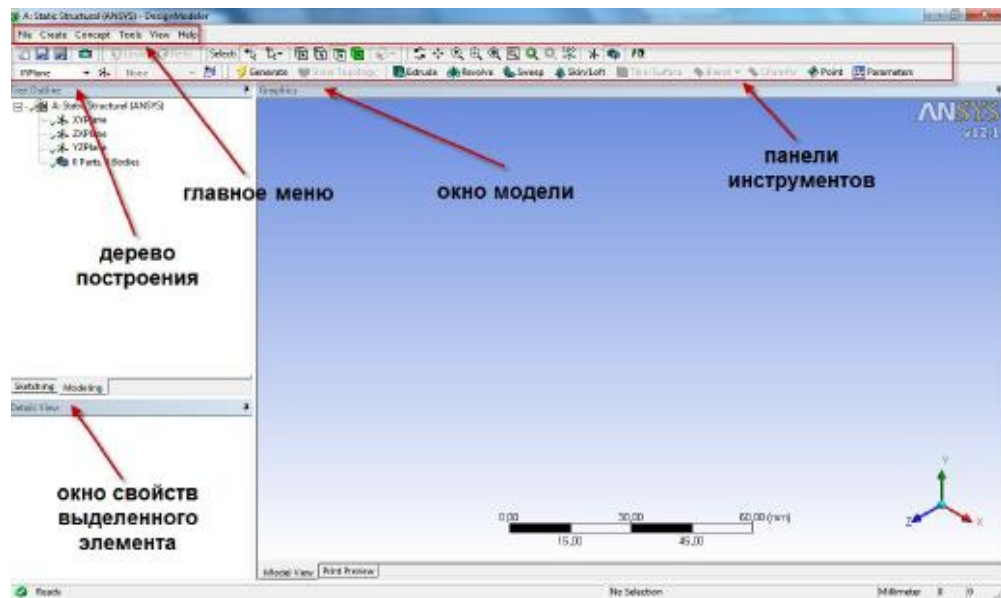


Рис. 3.3

Рис 4.3. Интерфейс Desing Modeler

Для отримання чисельного рішення необхідно виконати розбиття геометричних моделей звичайно-елементної сіткою. Дана процедура виконується в модулі симуляції . Дана глава містить опис основних команд, що застосовуються для створення сітки і управління її параметрами.

#### Порядок розбиття

Сітка генерується на геометричній моделі і є основою для складання і рішення системи рівнянь в матричному вигляді. Існує два способи генерації сітки:

- автоматична генерація сітки з установками за замовчуванням при запуску на рішення. При цьому є можливість попередньо переглянути сітку (команда Preview) До запуску на розрахунок, щоб оцінити її відповідність поставленому завданню;

- генерація сітки з задаються користувачем установками. У цьому випадку користувач самостійно визначає особливості створюваної сітки і задає значення необхідних параметрів.[28]

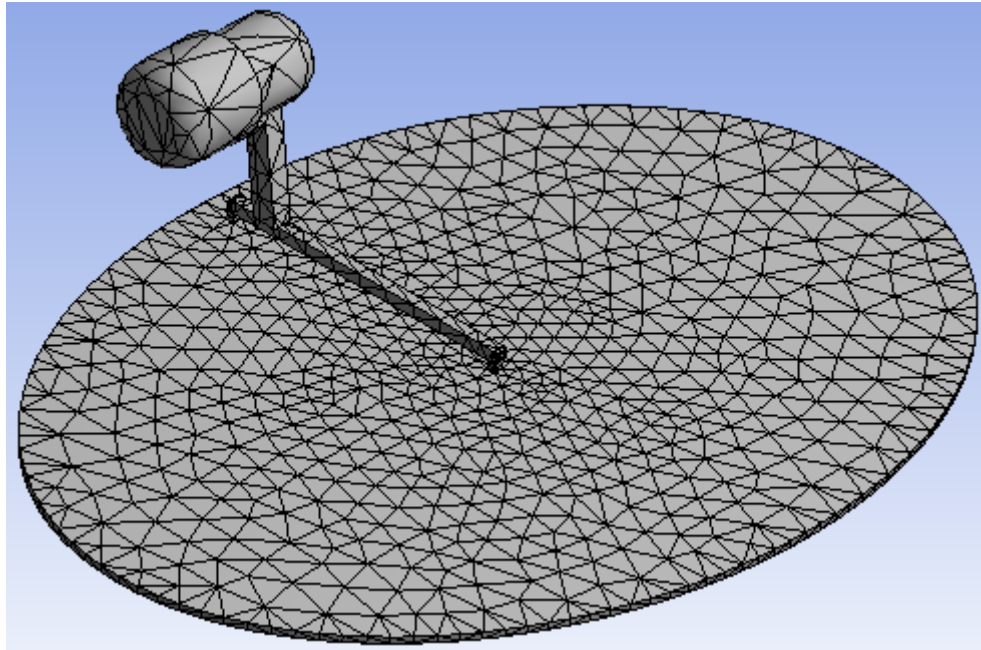


Рис 4.4. Розбиття сітки у Workbench

#### 4.3. Другий етап

Одним з важливих етапів підготовки до проведення розрахунку та отримання задовільних результатів є визначення зовнішніх впливів (механічних, теплових і т.д.) на конструкцію.

Зазвичай зовнішній вплив визначається на кордоні створеної моделі. Під термінами «обмеження» і «навантаження» розуміються всі різноманітні процеси, які відбуваються як на поверхнях твердого тіла, так і в окремих точках всередині нього. Під «обмеженням» в Workbench розуміється: закріплення, тобто обмеження переміщень і обертань в структурному аналізі, або визначення температури при вирішенні задач теплообміну; а під «навантаженням»-додаток зосереджених або розподілених сил (структурний аналіз) або теплових потоків (завдання теплообміну) і т.д.[29]



#### 4.4. Третій етап

Результат моделювання гідростатичного тиску зображений на рис. 6.25. У графічному вікні відображається напрямок зміни тиску, рівні його максимального і мінімального значення, одиниці вимірювання тиску і колірна шкала розподілу тиску за вказаними поверхонь.

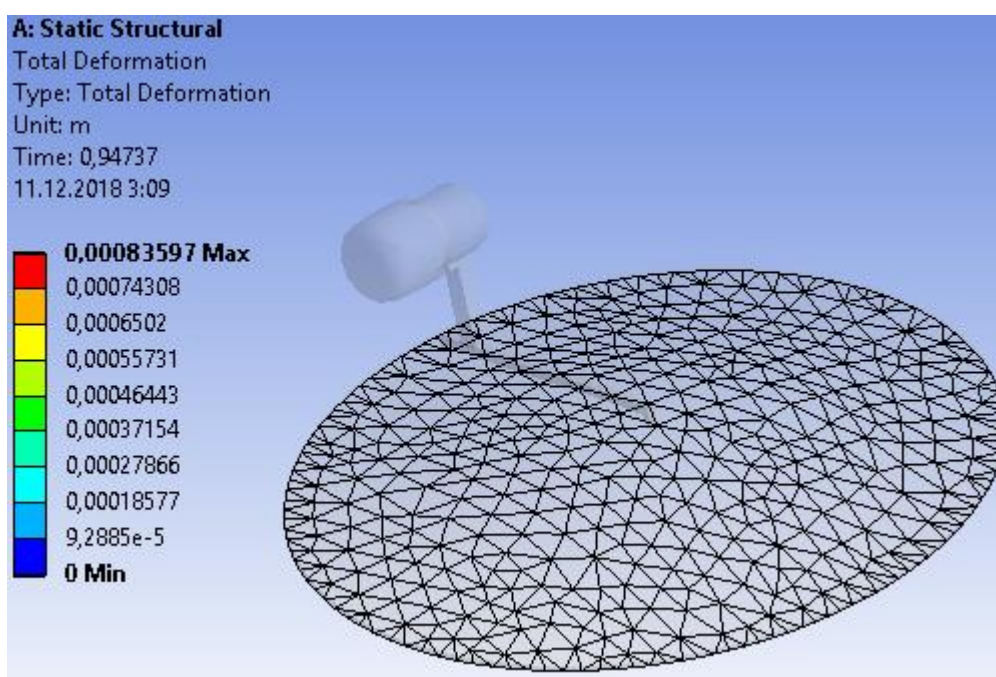


Рис 4.5. Кінцевий результат моделювання (а)

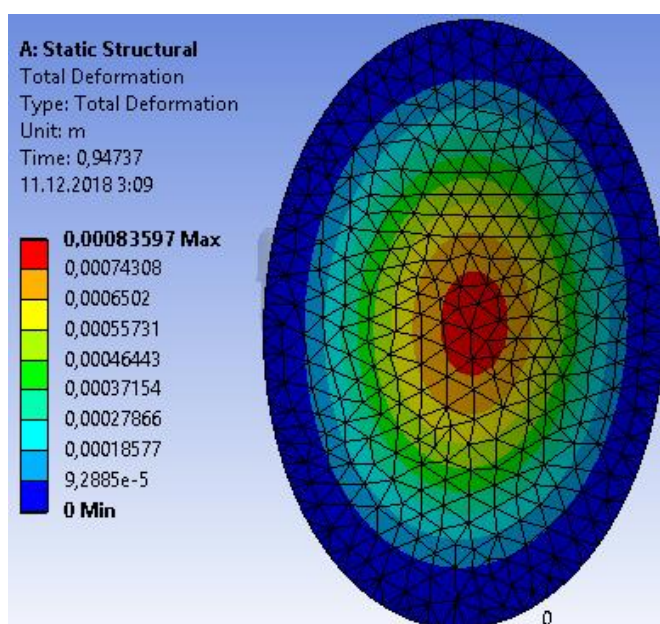


Рис 4.6. Кінцевий результат моделювання (б)

Прикладена сила розподіляється на всі виділені об'єкти. Якщо сила прикладена до двох однаковим поверхнях, то на кожну діятиме половина заданої величини. При збільшенні площі поверхні прикладена сила залишається постійною, але тиск на одиницю площі зменшується. Сила може бути додана тільки до однієї вершини. При виборі декількох вершин величина сили не буде задана. Одиниця виміру сили в системі mks - ньютон.[29]

## РОЗДІЛ 5.

### РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ

#### 5.1. Опис ідеї проекту.

3D модель середнього вуха людини для вирішення проблем та різних видів патологій. Такий проект буде дуже корисним для України та світу, за допомогою цього проекту можна буде вирішувати деяку кількість проблем які зв'язані з хворобами середнього вуха. В проекті реалізована схожа модель барабанної перетинки та кісточок.

Далі послідовно проаналізовано та подано у вигляді таблиць: зміст ідеї; можливі напрямки застосування; основні переваги, які може отримати користувач товару та чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників.

Таблиця 5.1. Опис ідеї стартап-проекту

<i>Зміст ідеї</i>	<i>Напрямки застосування</i>	<i>Переваги для користувача</i>
3D модель середнього вуха людини	1. Хірургія	Заміна кісточок, матеріалами які підходять для людини
	2. Діагностика	Діагностика на різні види паталогій

Висновки: в таблиці 5.1 наведені основні напрямки використання запропонованої моделі. Споживачами можуть бути як компанії, які займаються відновленням або заміною кісточок в середньому вусі, так і для інженерів для проведення експериментів над середнім вухом.



Таблиця 5.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик

Проаналізувавши потенційних конкурентів, дійшов до висновку що не зовсім можливо порівнювати моделі, тому що вони всі зроблені усереднено до даних про середнє вухо. Тому проведення аналізу з конкурентами неможливе.

## 5.2. Технологічний аудит ідеї проекту.

Таблиця 5.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

<i>№ n/n</i>	<i>Ідея проекту</i>	<i>Технології її реалізації</i>	<i>Наявність технологій</i>	<i>Доступність технологій</i>
1.	Створення моделі вуха	Використання ANSYS для обчислення	Наявна	Платна, доступна
2.	Проведення тестів	Звуковий тиск який діє на БП	Наявна	Платна, доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: за основу необхідно взяти перший пункт, так як він є інноваційним і його використання дозволить продукту більше виділятися на ринку відносно конкурентів.				

Таблиця 5.4. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

<i>№ n/n</i>	<i>Потреба, що формує ринок</i>	<i>Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)</i>	<i>Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів</i>	<i>Вимоги споживачів до товару</i>
1.	Збільшення продуктивності та надійності	Державний сектор, приватний сектор	«Заточеність» програмного забезпечення під конкретну сферу та відповідність їх діючим стандартам	Продуктивність, Зручність використання, точність результату

Висновки: формування ринку визначається потребою збільшення продуктивності та надійності моделі. Основними споживачами продукту є сфера медицини, які прагнуть допомогти людям позбавитись вад. Тому головними вимогами до товару є продуктивність та надійність роботи.

Таблиця 5.5. Фактори загрози

<i>№ n/n</i>	<i>Фактор</i>	<i>Зміст загрози</i>	<i>Можлива реакція компанії</i>
1.	Нецікавість аудиторії	Неготовність використання продукту	Збільшення клієнтів
2.	Якісний	Не належна якість моделі	Зміна технологічних процесів

			виробництва
3.	Конкуренція	Ім'я конкурентів є більше відомим на ринку	Проведення потужної рекламної кампанії

Висновки: основними факторами загрози є конкуренція та збій в розрахунках. Існуючі товари вже мають певне ім'я, репутацію та використання моделей у виробництві.

Таблиця 5.6. Фактори можливостей

<i>№ n/n</i>	<i>Фактор</i>	<i>Зміст можливості</i>	<i>Можлива реакція компанії</i>
1.	Збільшення попиту	Різке збільшення зацікавленості до продукту	Підвищення виробництва
2.	Новітні технології	Можливість створення більш детально модель	Співпраця з іншими компаніями в даній сфері
3.	Розширення кругозору компанії	Можливість додавання нових систем до існуючої для пришвидшення розвитку.	Відкриття нових спеціалізованих підрозділів компанії
4.	Індивідуальне замовлення	Можливість додавати індивідуальні потреби для клієнтів	Раціональності замовлення та укладання нових контрактів.

Висновки: сфера медичинського ринку є відносно новою саме в такому розвитку. Такі технології швидко розвиваються та вводяться всюди, що спричиняє зростання клієнтів на ринку, які в свою чергу збільшують попит, на запропоновану систему в тому числі. Це приведе до збільшення об'ємів виробництва та заключення великої кількості контрактів, що в свою чергу створює вигідні економічні можливості для дослідження нових технологій, та покращення існуючої системи.

Таблиця 5.7. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

<i>Особливості конкурентного середовища</i>	<i>В чому проявляється дана характеристика</i>	<i>Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)</i>
1. Вказати тип конкуренції - чиста	Мала кількість створення даної моделі	Розвивати систему збільшуючи її продуктивність та надійність
2. За рівнем конкурентної боротьби - міжнародний	Наявність замовників та виробників із інших держав	Вихід на міжнародний ринок
3. За галузевою ознакою - одно галузева	Використання тільки в медицині	Проведення потужної рекламної кампанії
4. Конкуренція за	Запропонований товар	Орієнтація стратегії

видами товарів – товарно-видова	є одного виду	компанії на клієнта та адаптація до змін ринкових умов
5. За характеристиками конкурентних переваг - нецінова	Основним є якість моделі та її	Проведення робіт щодо постійного покращення продукту
6. За інтенсивністю - марочна	Бренд грає велику роль в постачанні продукту	Проведення рекламної кампанії та доведення якості продукту

Висновки: ринок є конкурентним, проте вид конкуренції є чистим, так як окремі гравці мало впливають на ціну товару. Конкурентний ринок є міжнародним та міжгалузевим. Конкуренція за видами товарів – видова.

Таблиця 5.8. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

<i>№ n/n</i>	<i>Фактор конкурентоспроможності</i>	<i>Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння)</i>
1.	Собівартість	Низька собівартість – більша доступність
2.	Продуктивність	Більша продуктивність в порівнянні з конкурентами

<i>№</i>	<i>Фактор конкурентоспроможності</i>	<i>Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння)</i>
----------	--	---

<i>n/n</i>		
3.	Надійність	Збільшення продуктивності та збільшення надійності
4.	Іноваційність	Даний продукт змінить ситуацію в галузі в кращу сторону за рахунок високої технологічності та новизини.

Таблиця 5.9. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

<i>№ n/n</i>	<i>Фактор конкурентоспроможності</i>	<i>Бали 1-20</i>	<i>Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з IOTA Foundation</i>						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1.	Собівартість	15							+3
2.	Продуктивність	20				+0			
3.	Іноваційність	18						+2	

Висновки: аналізуючи таблицю 5.9 можна зробити висновок, що запропонована модель має трохи менше рейтинг відносно головного конкурента. Дана таблиця демонструє основні особливості продукту, які відрізняють його від основного конкурента.

Таблиця 5.10. SWOT-аналіз стартап-проекту

Сильні сторони:	Слабкі сторони:
Низька собівартість	Неточність розрахунків, все
Висока продуктивність	значення усереднені

Висока надійність	Мало повної інформації про об'єкт
Можливості:  Вихід на міжнародний ринок  Збільшення попиту	Загрози:  Конкуренція  Економічна нестабільність  Політична нестабільність

Таблиця 5.11. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

<i>№ n/n</i>	<i>Альтернатива (орієнтований комплекс заходів) ринкової поведінки</i>	<i>Ймовірність отримання ресурсів</i>	<i>Строки реалізації</i>
1.	Максимізація власного виграшу (індивідуалізм)	Середня	12 місяців
2.	Максимізація спільного виграшу (кооперація)	Висока	18 місяців
3.	Суперництво	Середня	20 місяці

Висновки: було обрано кооперація, як альтернативну ринкову поведінку, так як за відносно не високий термін існує велика ймовірність отримання ресурсів.

#### **5.4. Розроблення ринкової стратегії проекту.**

Таблиця 5.12. Вибір цільових груп потенційних споживачів

<i>№ n/n</i>	<i>Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів</i>	<i>Готовність споживачів сприйняти продукт</i>	<i>Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)</i>	<i>Інтенсивність конкуренції в сегменті</i>	<i>Простота входу у сегмент</i>
1.	Державний сектор	+	+	висока	-
2.	Приватний сектор	+	+	висока	+
Які цільові групи обрано: основною характеристикою вибору цільової групи є готовність прийняти продукт. В даній області приватний сектор є більш готовим, адже державний сектор потребує більше дозволів та роз'яснень для введення нового продукту в системи.					

Таблиця 5.13. Визначення базової стратегії розвитку

<i>№ n/n</i>	<i>Обрана альтернатива розвитку проекту</i>	<i>Стратегія охоплення ринку</i>	<i>Ключові конкурентос- проможні позиції до обраної альтернативи</i>	<i>Базова стратегія розвитку</i>
1.	Індивідуалізм	Стратегія недиференці- йованого	Адаптація до вимог ринку  Використання	Стратегія спеціалізації



		маркетингу	новацій	
--	--	------------	---------	--

Висновки: через існування на ринку більш сильних та розкручених гравців було обрано стратегію розвитку спеціалізація.

Таблиця 5.14.

<i>№ n/n</i>	<i>Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?</i>	<i>Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?</i>	<i>Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?</i>	<i>Стратегія конку- рентної поведінки</i>
1.	Не є першопрохідцем на ринку	Буде як шукати нових споживачів, так і забирати вже існуючих	Компанія не буде копіювати основні характеристики конкурента	Стратегія виклику лідера

Висновки: оскільки на ринку вже є проекти-конкуренти, компанія може обрати стратегію виклику лідера, так як проект має переваги.

Таблиця 5.15. Визначення стратегії позиціонування

<i>№</i>	<i>Вимоги до товару</i>	<i>Базова стратегія</i>	<i>Ключові конкуренто-</i>	<i>Вибір асоціацій, які</i>
----------	-------------------------	-----------------------------	--------------------------------	---------------------------------

<i>n/n</i>	<i>цільової аудиторії</i>	<i>розвитку</i>	<i>спроможні позиції власного стартап- проекту</i>	<i>мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)</i>
1.	Продуктивність	Стратегія спеціалізації	Продуктивна	Висока швидкодія роботи
2.	Надійність	Стратегія спеціалізації	Якість	Висока надійність роботи

Висновки: як зазначалось раніше, збільшення продуктивності збільшує і надійність моделі, що повинно викликати довіру до продукту у споживачів.

### 5.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.

Таблиця 5.16. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

<i>№ n/n</i>	<i>Потреба</i>	<i>Вигода, яку пропонує товар</i>	<i>Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)</i>
1.	Введення швидкого та надійного вимірювання	Висока продуктивність та надійність	Ціна, продуктивність, надійність

2	Точність	Висока точність розрахунку	Наявність розрахунку модель
---	----------	----------------------------------	-----------------------------------

Висновки: визначившись з основними перевагами концепції товару, можливе створення відповідної рекламної кампанії для кінцевих клієнтів.

Таблиця 5.17. Формування системи збуту

<i>№ п/п</i>	<i>Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів</i>	<i>Функції збуту, які має виконувати постачальник товару</i>	<i>Глибина каналу збуту</i>	<i>Оптимальна система збуту</i>
1.	Продаж	Повний супровід товару до замовника	Нульового рівня	Безпосередній (прямий)

Висновки: основним каналом збуту є продаж товару. На старті компанії очікуються не дуже велика зацікавленість до товару, тому на даному етапі можливо обійтись без посередників, і продавати товар напряму клієнтам. Саме тому було обрано нульовий рівень глибини каналу збуту та пряму систему збуту.

Таблиця 5.18. Концепція маркетингових комунікацій

<i>№</i>	<i>Специфіка поведінки</i>	<i>Канали комуні- кацій, якими</i>	<i>Ключові позиції,</i>	<i>Завдання рекламного</i>	<i>Концепція рекламного</i>
----------	--------------------------------	--	-----------------------------	--------------------------------	---------------------------------

<i>n/n</i>	<i>цільових клієнтів</i>	<i>користуються цільові клієнти</i>	<i>обрані для позиціонування</i>	<i>повідомлення</i>	<i>звернення</i>
1.	Розвиток технологій спонукає споживача до розробки нових технологій	Реклама SMM Відео-інструкції по використанню товару різних вебінарах.	Висока продуктивність та надійність	Донести можливість полегшення повсякденного життя та виробничих процесів	Демонстрація можливостей даної моделі та принцип її використання

Висновки: маркетингова кампанія відбувається за рахунок соціальних мереж та цільових рекламних кампаніях. Метою даних оголошень є донести усі перспективи та можливості даної системи для користувача.

### **5.6. Підведення проміжних підсумків.**

Стартап-проект це важлива частина створення новинки та наукової рооти. В даному розділі було розроблено перший етап створення стартап-проекту. Кожна наукова робота повинна знаходити своє місце в застосуванні у реальному житті, тому що таким чином ми допомагаємо людству у розвиватись та рухатись далі.

Спочатку було висвітлено зміст ідеї проекту. Для цього було розглянуто потенційних зацікавлених осіб, які в майбутньому можуть стати клієнтами запропонованої продукції. Також були розглянуті ризики реалізації продукції. Аналіз сильних та слабких сторін дають можливість визначити аспекти, на які слід зробити ставку.

Далі було проведено технічний аудит проекту. Були визначені технології, які використовуватимуться. Запропоновані технології вже існують, проте їх використання не дає можливість переваги над конкурентом.

Після цього було проведено аналіз усіх аспектів ринку. Даний аналіз показав, що імплементація проекту можлива в реальних умовах, проте слід враховувати, що на ринку уже існують гравці з досить високою репутацією, що може зіграти негативну роль у впровадженні проекту. Для уникнення провалу проекту, потрібно провести потужну рекламну кампанію, в якій донести до споживача усі переваги даного проекту, та необхідність обрати саме запропонований продукт.

## ВИСНОВКИ

В атестаційній роботі, з метою коректного моделювання, детально розглянута анатомія середнього вуха людини крім слухових кісточок та внутрішніх м'язів в барабанній порожнині знаходиться ще чуттєвий нерв. Він проходить між молоточком та коваделком та забезпечує смакові відчуття язика.

Підкреслено, що однією з функцій середнього вуха є забезпечення шляху передачі стимулу до овального вікна, що в свою чергу, забезпечує зміщення мембрани вікна завитки, відповідні коливанням тиски у внутрішньому вусі .

Висловлено припущення про те, що енергетичні коефіцієнти відбиття від барабанної перетинки і проходження звуку в нормі мають значення, близькі до  $\omega=0,5$

Крім того, враховано впливи різних видів патологій середнього вуха, та те, як окремі відмінності в структурах середнього вуха впливають на функцію середнього вуха. Встановлено, що особливістю коливальної системи вуха є генетично задане значення резонансних частот. Як було виявлено на тимпанограмах лівого і правого жіночого вуха, резонансна частота лівого вуха ( $A=1,7$ ) при зменшенні  $V_{\text{л}}(226)$  в 2,14 разів в порівнянні з  $V_{\text{пр}}(226)$  правого вуха ( $A=1$ )  $f_p$  збільшена не в  $\sqrt{2,14} = 1,47$  разів, як було б у звичайній механічній системі, а усього від 950 до 1000 Гц. При перевірці між об'єму між жіночим і чоловічим вухом виявилось що у жінок об'єм більше ніж у чоловіків, це при тому що нехтуємо активною складовою на частоті 226 Гц.

Також встановлено, що : 1) максимальне значення еквівалентного об'єму (тільки на частоті 226 Гц - піддатливість) не дозволяє визначити ні частоту нижнього резонансу, ні активну і реактивну складові імпеданса; 2) відсутність слухової труби перетворює середнє вуха в однорезонансну

систему і зсуву резонансних частот в більшу сторону; 3) усереднення результатів по 20 скронеvim кісткам, без зазначення статевої приналежності, не дає змоги отримати індивідуальні характеристики; 4) маніпуляції з печерою і порожнинами сосцевидного відростка не можуть впливати на параметри імітансу на частотах більших 1000 Гц, тому з врахуванням усереднення по кількості костей, не приведе до помітних змін тимпаногам.

На основі аналітичного огляду визначено, що метод кінцевих елементів є потужним інструментом для аналізу коливань середнього вуха, так як складна форма середнього вуха може бути змодельована в деталях.

Для квадратичних елементів і елементів більш високого порядку з нелінійної інтерполяції переміщень величини деформацій і напружень всередині елементів змінюються і обчислюються зазвичай наближено. На кордонах елементів при такому підході поля деформацій і напружень мають кінцеві розриви. З метою уточнення результатів обчислень застосовують різні способи усереднення.

При виконанні трьох етапів моделювання системи середнього вуха була розроблена програма на основі прикладного пакету ANSYS, яка створює в пам'яті комп'ютера базу даних, що містять повну інформацію про модель. Цю базу даних можна зберегти з бінарному файлі і використовувати для продовження аналізу коливань барабанної перетинки, та врахування цих результатів при діагностиці слуху людини.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Найда С.А. Формула середнього вуха людини в нормі. Відбивання звуку від барабанної перетинки // Акустичний вісник.- 2002.-№ 3.-С.46-51.
2. Найда С.А. О генетической связи между формантами звука “а” и “у” и резонансной частотой среднего уха в норме // Электроника и связь. –2002. -№ 17.-С.7-11.
3. Найда С.А. Об акустических резонансах речевого и слухового трактов и их корреляции // Электроника и связь. –2002. -№ 16.-С.56-58.
4. Найда С.А. Частотные характеристики коэффициента усиления звукового давления слуховыми косточками и акустического рефлекса// Электроника и связь.-2003.-№ 19.-С.11-16.
5. Найда С.А. Открытие формулы среднего уха - решение проблемы объективной диагностики слуха новорожденных// Матеріали ІІІ міжнародної наукової медичної конференції “Сучасні тенденції застосування передових медичних технологій у клініці та в лікувальній практиці”. -Київ, 2003. -С.40-44.
6. Найда С.А. Открытие формулы среднего уха человека в норме – фактора нормы – прорыв в исследовании и диагностике слуха// Тезисы научного акустического симпозиума “КОНСОНАНС-2003”. - Киев, 2003. -С.11.
7. Базаров В.Г., Лисовский В.А., Мороз Б.С., Токарев О.П. Основы аудиологии и слухопротезирования.– М.: Медицина, 1984. – 256с.
8. Zwislocki f. Some measurements of the impedance of the eardrum// JASA.–1957. -V.29. – P.349–356.
9. Takuji Koike, Hiroshi Wada, Toshimitsu Kobayashi. Modeling of the human middle ear using the finite-element method // JASA.-2002. - V.111, №3. - P.1306-1317.



10. Борисенко О.Н., Сушко Ю.А., Сребняк И.А., Сербин Г.С. Влияние изменения объёма полостей среднего уха на передачу звука// Проблема реабилитации в отоларингологии. III пленум правления Российского общества отоларингологов. – Самара, 2003.
11. Березнюк В.В. Показатели тимпанометрии в экспериментах на трупных височных костях человека// Журн. ушных, носовых и горловых болезней. –1994.- №3. –С.54-57.
12. Puria S. Measurements of human middle ear forward and reverse acoustics: Implications for otoacoustic emissions// JASA.-2003. - V.113, №5.-P.2773.
13. Бруйка В.А., Фокин В.Г., Солдусова Е.А., Глазунова Н.А., Адвянов И.Е. / Инженерный анализ в ANSYS Workbench: Учеб. Пособ. - Самара: Самар.гос.техн.ун-т, 2010-271 с.
14. Skrodzka E., Modławska J. Modal analysis of the human tympanic membrane of middle ear using the finite-element method , Poznań, Poland 2006
15. Баскаков С. И. Лекции по теории цепей.– М.: Изд- во МЭИ, 1991.– 224 с.
16. Гельфанд А.С. Слух: введение в психологическую и физиологическую акустику. – М. : Медицина, 1984. – 224 с.
17. Лабутин В.К. Модели механизмов слуха / Лабутин В.К., Молчанов А.П. – М. : Энергия, 1973. – 200 с.
18. Бекеши Г. Механические свойства уха / Бекеши Г., Розенблит В.А. – В кн.: Экспериментальная психология, т.2. – М., 1963. – 682 с.
19. Справочник по акустике / Иофе В.К., Корольков В.Г., Сапожков М.А. / Под ред. М.А. Сапожкова. – М. : Связь, 1979. – 312 с.
20. Альтаман Я. А. Руководство по аудиологии/ Я.А. Альтман, Г.А. Таварткиладзе. – М. : ДМК Пресс, 2003. – 360 с.

21. Барабанная полость. Анатомия [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://for-medic.info/2011/02/barabannaya-polost/>
22. Лисенко О. М. Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини.– К.: КВІЦ, 2002.– 176 с.
23. Motallebzadeh h, maftoon n, pitaro j, robert w funnell j.(2017), “finite-element modelling of the acoustic input admittance of the newborn ear canal and middle ear” j acoust soc am. 139, 1735–1746. 10.1121/1.4944949.
24. Ahn ts, baek mj, lee d. (2013) “Experimental measurement of tympanic membrane response for finite element model validation of a human middle ear.” Springerplus. 17,2:527. 10.1186/2193-1801-2-527.
25. Zhang X, Guan X, Nakmali D, Palan V, Pineda M, Gan RZ.(2014) “Experimental and modeling study of human tympanic membrane motion in the presence of middle ear liquid.” J Assoc Res Otolaryngol. 15,867 81.10.1007/s10162-014-0482-8.
26. Wang X, Keefe DH, Gan RZ.(2016) “Predictions of middle-ear and passive cochlear mechanics using a finite element model of the pediatric ear.” J Acoust Soc Am. 139,1735.10.1121/1.4944949.
27. Garcia-Gonzalez A<sup>1,2</sup>, Castro-Egler C<sup>3</sup>, Gonzalez-Herrera A(2016) “Analysis of the mechano-acoustic influence of the tympanic cavity in the auditory system.” Biomed Eng Online. 31;15:33.10.1186/s12938-016-0149-2.
28. Maftoon N, Funnell WR, Daniel SJ, Decraemer WF.(2015) “Finite-Element Modelling of the Response of the Gerbil Middle Ear to Sound.” J Assoc Res Otolaryngol. 16,547-67.10.1007/s10162-015-0531-y.
29. Cheng JT, Hamade M, Merchant SN, Rosowski JJ, Harrington E, Furlong C.(2013) “Wave motion on the surface of the human tympanic membrane: holographic measurement and modeling analysis.” J Acoust Soc Am. 133,918-37.10.1121/1.4773263.

30.Фролов К.В Инфразвук, вибрация, человек / Фролов К.В., Гончарович  
И.Ф., Лихнов П.П. – М. : Машиностроения, 1996.– 304 с.